

N° d'ordre : 4346

École Doctorale des Sciences Pour l'Ingénieur
ULP – INSA Strasbourg – ENGEES - URS

THESE

présentée pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université Louis Pasteur – Strasbourg I

Discipline : Sciences pour l'Ingénieur

(spécialité : Sciences des Matériaux et Biomécanique)

par

Dominique FOUCAT

**Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment
de scellement des cupules des prothèses totales de hanche.
Etude mécanique et thermique.**

Soutenue publiquement le 16 septembre 2003

Membres du jury :

Directeur de thèse :	P. Mille	H.D.R., Institut National des Sciences Appliquées de Strasbourg
Codirecteur de thèse :	F. Bonnet	P.U., P.H., Centre Hospitalier Universitaire de Haute-pierre
Rapporteur interne :	R. Willinger	P.U., Institut de Mécanique des Fluides et des Solides de Strasbourg
Rapporteur externe :	J. M. Meyer	P.U., Université de Genève, Division Technologie des Matériaux
Rapporteur externe :	H. Migaud	P.U., P.H., Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille
Examineur :	A. Cornet	P.U., Institut National des Sciences Appliquées de Strasbourg
Membres invités :	J. L. Kahn	P.U., Institut d'Anatomie Normale, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg
	J. F. Kempf	P.U., P.H., Centre Hospitalier Universitaire de Haute-pierre

N° d'ordre : 4346

École Doctorale des Sciences Pour l'Ingénieur

ULP – INSA Strasbourg – ENGEES - URS

THESE

présentée pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université Louis Pasteur – Strasbourg I

Discipline : Sciences pour l'Ingénieur

(spécialité : Sciences des Matériaux et Biomécanique)

par

Dominique FOUCAT

**Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment
de scellement des cupules des prothèses totales de hanche.
Etude mécanique et thermique.**

Soutenue publiquement le 16 septembre 2003

Membres du jury :

Directeur de thèse :	P. Mille	H.D.R., Institut National des Sciences Appliquées de Strasbourg
Codirecteur de thèse :	F. Bonnomet	P.U., P.H., Centre Hospitalier Universitaire de Haute-pierre
Rapporteur interne :	R. Willinger	P.U., Institut de Mécanique des Fluides et des Solides de Strasbourg
Rapporteur externe :	J. M. Meyer	P.U., Université de Genève, Division Technologie des Matériaux
Rapporteur externe :	H. Migaud	P.U., P.H., Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille
Examineur :	A. Cornet	P.U., Institut National des Sciences Appliquées de Strasbourg
Membres invités :	J. L. Kahn	P.U., Institut d'Anatomie Normale, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg
	J. F. Kempf	P.U., P.H., Centre Hospitalier Universitaire de Haute-pierre

A mon père Roger Foucat

A mon grand-père Marie-Alphonse Hassler Avelinus

Remerciements

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance au Professeur Jean – François Kempf, chef du service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique et d'Arthroscopie de l'Appareil Locomoteur du C.H.U. de Hautepierre, ainsi qu'au Professeur François Bonnomet, praticien hospitalier dans le même service, pour m'avoir donné un sujet de thèse aussi passionnant.

Je remercie tout particulièrement la Région Alsace et la société Centerpulse (Etupes, France) qui ont bien voulu cofinancer ce travail de recherche. Mes remerciements s'adressent également au Professeur François Bonnomet et à monsieur André Colson, ancien directeur de l'E.N.S.A.I.S., devenue Institut National des Sciences Appliquées de Strasbourg (I.N.S.A.) cette année, pour toutes les démarches qu'ils ont entreprises afin de me donner les moyens de réaliser ce projet.

Mes travaux de thèse ont été effectués sous la direction de Pierre Mille, HDR, et du Professeur François Bonnomet au Laboratoire d'Ingénierie des Surfaces de Strasbourg (L.I.S.S.), dirigé par le Professeur Alain Cornet, à l'I.N.S.A. de Strasbourg. Je tiens à exprimer ma profonde gratitude au Professeur Alain Cornet pour son accueil bienveillant au sein du L.I.S.S. Je remercie mon directeur de thèse, Pierre Mille, HDR, pour la confiance qu'il m'a accordée tout au long de ce travail de recherche. Le Professeur François Bonnomet, codirecteur de thèse, m'a fait bénéficier de son savoir, de son expérience et de ses conseils avec beaucoup de gentillesse, de compétence et d'efficacité. Il m'a emmenée assister à plusieurs arthroplasties totales de la hanche au C.H.U. de Hautepierre. Qu'il trouve ici le témoignage de ma profonde reconnaissance.

Je remercie les membres du G.E.B.O.A.S. (Groupe d'Etudes en Biomécanique OstéoArticulaire de Strasbourg), et notamment les Professeurs Yvan Kempf, Henri Sick, Jean – Luc Kahn, Jean – François Kempf et François Bonnomet, pour les conseils bienveillants qu'ils m'ont prodigués au cours de nos réunions mensuelles, ainsi que le Docteur William Van Hille qui a eu l'amabilité de me prêter sa bibliographie. Mes remerciements vont aussi au Docteur Pierre Henky qui m'a fait partager son expérience, ses idées, et m'a donné l'occasion d'assister à une arthroplastie totale de la hanche à la clinique Sainte-Odile de Strasbourg.

Au cours de ces années de recherche, plusieurs personnes à l'I.N.S.A. m'ont apporté leur aide précieuse, avec beaucoup de gentillesse et en particulier Philippe Denier (Dr), Valentin Nelea (Dr), Hervé Pelletier (Dr), Saida Mouhoubi (Dr), Claude Geist, Jean – François Sivignon, Hubert Kocher, Daniel Rauch, Karine Metzinger et Christine Andres, que je remercie chaleureusement.

Mes remerciements s'adressent enfin aux membres du jury qui ont bien voulu accepter de juger mon travail, et tout particulièrement aux trois rapporteurs, les Professeurs Rémy Willinger, Jean – Marc Meyer et Henri Migaud, ainsi qu'au Professeur Alain Cornet, examinateur.

Résumé

Nous avons étudié les effets thermiques et mécaniques de la présence d'un tissu métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Cette recherche a pour but de prolonger la durée de vie d'une arthroplastie en améliorant la stabilité des implants acétabulaires cimentés. Par analogie au béton armé, notre étude s'est articulée autour de deux phases :

- ◆ la phase provisoire dont la durée est celle de la reconstruction de l'articulation coxofémorale. Des essais thermiques *in vitro* réalisés dans des conditions proches de celles fixées par la norme ISO/DIS 5833 ont montré que le volume et la position de l'armature ont un effet statistiquement significatif sur la réduction de la température maximale de polymérisation et sur la limitation du retrait apparent du ciment lors de sa prise. Après avoir caractérisé la topographie de la surface des digitations du ciment dans l'os acétabulaire de deux hémibassins au moyen d'un rugosimètre 3D à microscopie optique confocale, nous avons reproduit le relief de la surface osseuse sur le fond d'un moule et celui de la cupule sur l'autre face. Le retrait apparent du ciment coulé dans ce moule est gêné par les digitations et le relief de l'implant. L'ancrage du ciment dans le fond du moule augmente avec la présence d'un grillage placé à proximité de cette interface et avec la section d'armatures ;
- ◆ la phase de service qui est celle de l'utilisation par le patient de la prothèse au cours de sa vie quotidienne. Plusieurs cas de charge (marche, course, montée et descente des escaliers, s'asseoir et se lever d'une chaise) ont été étudiés. La modélisation 3D aux éléments finis réalisée à partir du modèle géométrique de Pedersen et al. a montré que la présence d'un grillage à proximité de l'interface ciment – os est pertinente puisque les contraintes maximales de traction dans le ciment y sont observées. Ces contraintes diminuent avec l'augmentation de la section d'armatures.

Mots clés

Prothèse totale de hanche, implant acétabulaire, ciment chirurgical, grillage métallique, descellement aseptique, phase provisoire, température de polymérisation, retrait gêné, phase de service, modélisation 3D aux éléments finis, marche, course, montée et descente des escaliers, se lever d'une chaise, s'asseoir sur une chaise.

Abstract

We studied thermal and mechanical effects of the presence of a metallic mesh in bone cement fixation of acetabular components in total hip arthroplasty. The aim of this research is to increase total hip prosthesis lifetime by improvement of cemented acetabular implants stability. By analogy with reinforced concrete this study was structured around two stages :

- ◆ a temporary stage which lasts until the end of total joint replacement. *In vitro* tests conducted in international standard ISO 5833 approaching conditions showed that steel volume and position of a mesh have a statistically significant effect on maximal temperature decrease and apparent shrinkage limitation during cement polymerisation. Surface topography of cement digitations inside acetabular bone of two hemipelves were characterized by confocal optical microscopy. Bone surface was reproduced in a mould bottom and cup surface inside of the mould plunger. Tests showed that digitations and cup relief hampered polymerising cement apparent shrinkage and that bonding between cement and mould bottom increased with the section area of a mesh placed near this interface;
- ◆ a service stage which is the postoperative time when the patient uses his prosthesis during daily activities. Several loading cases (walking, jogging, going upstairs, going downstairs, sitting on a chair, rising from a chair) were studied. A three-dimensional finite element analysis of the acetabular region constructed on the basis of the Pedersen et al.'s geometrical model showed that the presence of a metallic mesh near the bone – cement interface is quite pertinent because maximal tensile stresses are observed in this region. These tensile stresses decrease with mesh section area increase.

Keywords

Total hip arthroplasty, acetabular implant, bone cement, metallic mesh, aseptic loosening, temporary stage, polymerisation temperature, shrinkage, service stage, 3D finite element analysis, walking, jogging, going upstairs, going downstairs, sitting on a chair, rising from a chair.

RESUME

Nous avons étudié les effets thermiques et mécaniques de la présence d'un tissu métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Cette recherche a pour but de prolonger la durée de vie d'une arthroplastie en améliorant la stabilité des implants acétabulaires cimentés. Par analogie au béton armé, notre étude s'est articulée autour de deux phases :

- ◆ la phase provisoire dont la durée est celle de la reconstruction de l'articulation coxofémorale. Des essais thermiques *in vitro* réalisés dans des conditions proches de celles fixées par la norme ISO/DIS 5833 ont montré que le volume et la position de l'armature ont un effet statistiquement significatif sur la réduction de la température maximale de polymérisation et sur la limitation du retrait apparent du ciment lors de sa prise. Après avoir caractérisé la topographie de la surface des digitations du ciment dans l'os acétabulaire de deux hémibassins au moyen d'un rugosimètre 3D à microscopie optique confocale, nous avons reproduit la surface osseuse sur le fond d'un moule et celle de la cupule sur l'autre face. Le retrait apparent du ciment coulé dans ce moule est gêné par les digitations et le relief de l'implant. L'ancrage du ciment dans le fond du moule augmente avec la présence d'un grillage placé à proximité de cette interface et avec la section d'armatures ;
- ◆ la phase de service qui est celle de l'utilisation par le patient de la prothèse au cours de sa vie quotidienne. Plusieurs cas de charge (marche, course, montée et descente des escaliers, s'asseoir et se lever d'une chaise) ont été étudiés. La modélisation 3D aux éléments finis réalisée à partir du modèle géométrique de Pedersen et al. a montré que la présence d'un grillage à proximité de l'interface ciment – os est pertinente puisque les contraintes maximales de traction dans le ciment y sont observées. Ces contraintes diminuent avec l'augmentation de la section d'armatures.

Mots clés

Prothèse totale de hanche, implant acétabulaire, ciment chirurgical, grillage métallique, descellement aseptique, phase provisoire, température de polymérisation, retrait gêné, phase de service, modélisation 3D aux éléments finis, marche, course, montée et descente des escaliers, se lever d'une chaise, s'asseoir sur une chaise.

ABSTRACT

We studied thermal and mechanical effects of the presence of a metallic mesh in bone cement fixation of acetabular components in total hip arthroplasty. The aim of this research is to increase total hip prosthesis lifetime by improvement of cemented acetabular implants stability. By analogy with reinforced concrete this study was structured around two stages :

- ◆ a temporary stage which lasts until the end of total joint replacement. *In vitro* tests conducted in international standard ISO 5833 approaching conditions showed that steel volume and position of a mesh have a statistically significant effect on maximal temperature decrease and apparent shrinkage limitation during cement polymerisation. Surface topography of cement digitations inside acetabular bone of two hemipelves were characterized by confocal optical microscopy. Bone surface was reproduced in a mould bottom and cup surface inside of the mould plunger. Tests showed that digitations and cup relief hampered polymerising cement apparent shrinkage and that bonding between cement and mould bottom increased with the section area of a mesh placed near this interface;
- ◆ a service stage which is the postoperative time when the patient uses his prosthesis during daily activities. Several loading cases (walking, jogging, going upstairs, going downstairs, sitting on a chair, rising from a chair) were studied. A three-dimensional finite element analysis of the acetabular region constructed on the basis of the Pedersen et al.'s geometrical model showed that the presence of a metallic mesh near the bone – cement interface is quite pertinent because maximal tensile stresses are observed in this region. These tensile stresses decrease with mesh section area increase.

Keywords

Total hip arthroplasty, acetabular implant, bone cement, wire mesh, aseptic loosening, temporary stage, polymerization temperature, shrinkage, service stage, 3D finite element analysis, walking, jogging, going upstairs, going downstairs, sitting on a chair, rising from a chair.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE.....	11
CHAPITRE 1 - ARTHROPLASTIE DE LA HANCHE.....	17
1.1 - PATHOLOGIE DES ARTICULATIONS.....	17
1.2 - DEFINITIONS ET BUTS D'UNE ARTHROPLASTIE.....	18
1.3 - INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS.....	18
1.3.1 - Indications d'une arthroplastie totale de la hanche.....	18
1.3.2 - Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche.....	19
1.4 - HISTOIRE DE LA PROTHESE DE LA HANCHE.....	20
1.5 - EXIGENCES REQUISES POUR UNE ARTICULATION ARTIFICIELLE.....	28
1.6 - HISTOIRE DU CIMENT CHIRURGICAL ACETABULAIRE ARME.....	29
CHAPITRE 2 - MATERIAUX.....	49
2.1 - LA HANCHE.....	49
2.1.1 - Les formes.....	49
2.1.2 - Les structures.....	50
2.1.2.1 - Les os.....	50
2.1.2.2 - Le cartilage articulaire.....	52
2.1.2.3 - La synoviale.....	53
2.1.3 - Structure de l'os coxal.....	54
2.1.4 - Biomécanique de l'acetabulum.....	55
2.1.5 - Mouvements et muscles.....	57
2.2 - MATERIAUX DES PROTHESES CIMENTEES.....	60
2.2.1 - Biocompatibilité et biocompétence.....	60
2.2.2 - Matériaux constitutifs des implants prothétiques.....	61
2.2.2.1 - Les alliages métalliques.....	61
2.2.2.2 - Les céramiques.....	62
2.2.2.3 - Le polyéthylène.....	63
2.2.3 - Combinaisons de matériaux des surfaces articulaires.....	64

2.3 - CIMENT CHIRURGICAL.....	65
2.3.1 - Présentation.....	65
2.3.2 - Composition.....	66
2.3.3 - Stérilisation.....	67
2.3.4 - Propriétés physiques.....	67
2.3.4.1 - Temps de prise ou de durcissement.....	67
2.3.4.2 - Chaleur dégagée.....	68
2.3.4.3 - Viscosité.....	70
2.3.4.4 - Porosité et fissures.....	71
2.3.4.4.1 - Porosité.....	71
2.3.4.4.2 - Fissures.....	73
2.3.4.4.3 - Avantages et inconvénients de la porosité.....	73
2.3.4.5 - Variations dimensionnelles.....	74
2.3.5 - Propriétés mécaniques.....	75
2.3.6 - Effets de l'environnement in vivo sur le ciment acrylique.....	76
2.3.7 - Techniques de mise en oeuvre.....	77
2.3.8 - Inconvénients du ciment.....	78
2.4 - TISSU METALLIQUE DE RENFORCEMENT DU CIMENT.....	80
2.4.1 - Caractéristiques géométriques des grillages.....	80
2.4.2 - Association ciment – armatures.....	81
2.4.2.1 - Position des armatures.....	81
2.4.2.2 - Diamètre des armatures.....	82
2.4.2.3 - Enrobage et espacement des armatures.....	83
2.4.2.3.1 - Enrobage des armatures.....	83
2.4.2.3.2 - Distance entre deux fils d'armature consécutifs.....	83
2.4.2.4 - Adhérence.....	84
2.4.3 - Facilité de mise en place.....	86
2.4.3.1 - Souplesse des armatures.....	86
2.4.3.2 - Forme du tissu métallique.....	87
2.4.3.3 - Plots.....	88
2.4.4 - Repousse osseuse.....	88
2.5 - PROPRIETES COMPAREES DU SYSTEME OS – CIMENT – IMPLANT.....	90
2.5.1 - Propriétés thermiques.....	90
2.5.2 - Propriétés mécaniques.....	91

CHAPITRE 3 - PHASE PROVISOIRE	93
3.1 - ESSAIS THERMIQUES.....	93
3.1.1 - Introduction.....	93
3.1.2 - Matériel et méthode.....	93
3.1.2.1 - Appareillage.....	94
3.1.2.2 - Conditions d'essai.....	95
3.1.2.3 - Mode opératoire.....	96
3.1.2.4 - Calcul et expression des résultats.....	98
3.1.2.4.1 - <i>Température</i>	98
3.1.2.4.2 - <i>Temps de durcissement</i>	98
3.1.2.4.3 - <i>Retrait</i>	98
3.1.3 - Résultats.....	99
3.1.3.1 - Température de polymérisation et durée d'exposition à cette température.....	99
3.1.3.1.1 - <i>Résultats expérimentaux</i>	99
3.1.3.1.2 - <i>Détermination de la quantité de chaleur absorbée par un grillage FDCG ou SKH au cours de la polymérisation du ciment</i>	107
3.1.3.1.3 - <i>Influence de la présence d'un grillage sur le risque d'endommagement vasculaire</i>	110
3.1.3.2 - Retrait.....	112
3.1.4 - Discussion.....	114
3.1.4.1 - Températures de polymérisation et temps mis pour atteindre ces températures.....	114
3.1.4.2 - Influence de la présence d'un grillage sur le risque d'endommagement vasculaire.....	116
3.1.4.3 - Retrait.....	118
3.2 - RETRAIT GENE.....	119
3.2.1 - Introduction.....	119
3.2.2 - Topographie de surface du ciment à l'interface avec l'acetabulum.....	121
3.2.2.1 - Préparation des pièces anatomiques.....	121
3.2.2.2 - Moulages en ciment.....	122
3.2.2.3 - Examen des digitations au binoculaire.....	125
3.2.2.3.1 - <i>Ciment sans grillage (hémibassin droit de la femme)</i>	125
3.2.2.3.2 - <i>Ciment renforcé par un grillage (hémibassin droit homme)</i>	127

3.2.2.4 - Topographie de la surface.....	129
3.2.2.4.1 - Présentation du rugosimètre 3D CHR 150.....	129
3.2.2.4.2 - Résultats.....	131
3.2.3 - Topographie de surface du ciment à l'interface avec la cupule.....	136
3.2.4 - Confection du moule.....	137
3.2.5 - Essais.....	138
3.2.5.1 - Matériel et méthode.....	138
3.2.5.1.1 - Appareillage.....	138
3.2.5.1.2 - Conditions d'essai.....	138
3.2.5.1.3 - Mode opératoire.....	139
3.2.5.1.4 - Calcul et expression des résultats.....	140
3.2.5.2 – Résultats et discussion.....	140
3.3 - ENROBAGE DES ARMATURES.....	144
3.4 - CISAILLEMENT.....	147
3.5 - FISSURATION DU CIMENT.....	147
CHAPITRE 4 - PHASE DE SERVICE.....	151
4.1 - CAS DE CHARGE.....	152
4.1.1 - Méthode.....	152
4.1.1.1 - Prothèses instrumentées.....	152
4.1.1.2 - Patients.....	154
4.1.1.3 - Activités.....	154
4.1.2 – Cas de charge étudiés.....	157
4.1.3 – Changement de repère.....	159
4.2 - MODELISATION AUX ELEMENTS FINIS.....	161
4.2.1 - Modélisation de l'ensemble acetabulum – ciment - prothèse.....	161
4.2.2 - Définition des grillages.....	163
4.2.3 - Maillage.....	164
4.2.4 - Contact tête fémorale - cupule.....	165
4.3 - RESULTATS.....	167
4.4 - DISCUSSION.....	185

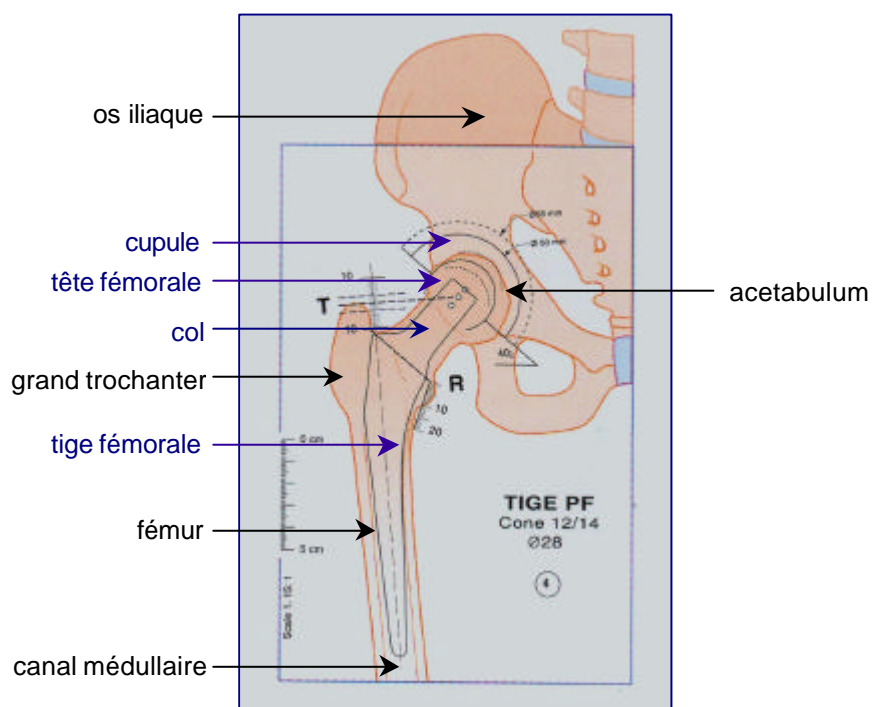
CHAPITRE 5 - ANALYSE DU PROBLEME AVEC TRIZ.....	187
5.1 - PRESENTATION DE TRIZ.....	187
5.1.1 - Qu'est-ce que TRIZ ?.....	187
5.1.2 - Dans quels domaines TRIZ peut-elle être appliquée ?.....	189
5.1.3 - Réflexion systématique.....	190
5.1.4 - Lois d'évolution des systèmes techniques.....	191
5.2 - APPLICATION DE TRIZ KNOWLEDGE A LA RESOLUTION D'UN PROBLEME DE RECHERCHE : LE DESCELLEMENT DES CUPULES DES PROTHESES TOTALES DE HANCHE.....	195
5.2.1 - Etape 1 : définition du problème de recherche initial.....	195
5.2.2 - Etape 2 : définition du problème inverse.....	195
5.2.3 - Etape 3 : analyse des solutions disponibles.....	196
5.2.4 - Etape 4 : analyse des ressources substances - champs.....	202
5.2.4.1 - Définition de la zone opérationnelle (figure 5-4).....	202
5.2.4.2 - Définition du temps opérationnel (figure 5-5).....	202
5.2.4.3 - Définition des ressources substances – champs (sfr).....	203
5.2.5 - Etape 5 : Formulation des hypothèses et des sous-problèmes.....	204
5.2.6 - Etape 6 : Nouvelle définition du problème.....	205
5.2.7 - Etape 7 : conclusions à ce stade de l'analyse avec TRIZ.....	206
CONCLUSIONS.....	209
GLOSSAIRE A L'USAGE DES INGENIEURS.....	213
GLOSSAIRE A L'USAGE DES MEDECINS.....	229
BIBLIOGRAPHIE GENERALE.....	247

INTRODUCTION GENERALE

Au cours d'une arthroplastie totale de la hanche de première intention, le chirurgien remplace les deux surfaces de l'articulation naturelle réalisée par l'emboîtement de la tête du fémur dans l'acetabulum de l'os iliaque par deux composants prothétiques (figure 0 - 1) :

- ◆ la cupule, placée dans l'acetabulum après retrait du cartilage : c'est la partie fixe de l'articulation,
- ◆ l'implant fémoral ancré dans le canal médullaire après résection (ablation chirurgicale) du col du fémur et évidement partiel du canal : c'est la partie mobile.

figure 0 - 1 : planification préopératoire (Centerpulse, Etupes, France)



Deux modes de fixation de ces deux composants dans l'os adjacent coexistent aujourd'hui : avec ou sans ciment chirurgical, le choix étant fait par le chirurgien en fonction de l'âge du patient et de la qualité du support osseux.

Si les débuts de l'arthroplastie de la hanche remontent au 19^{ème} siècle, ce n'est que vers la fin des années 1950, lorsqu'un chirurgien anglais, Sir John Charnley [CHAR61], utilisa une résine acrylique polymérisant à froid, le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) de qualité chirurgicale, pour la fixation des prothèses dans l'os support, que la stabilité à long terme d'implants métalliques fut réalisée. Le PMMA est le seul matériau utilisé actuellement pour l'ancrage des prothèses dans l'os lors d'arthroplasties cimentées [LEWI97]. Il est obtenu par mélange, au cours de l'intervention, d'une poudre constituée de billes prépolymérisées de PMMA et du monomère liquide MMA. Ce mélange polymérise en quelques minutes *in vivo*. La popularité de la technique de Charnley était due à son taux élevé de réussite parmi la population âgée [JOSH00]. Une fixation plus durable a permis une utilisation plus fréquente, plus intense et plus variée de l'articulation prothétique et les indications pour cette procédure ont été progressivement étendues pour inclure des patients plus jeunes et plus actifs [SCHM98] chez lesquels un taux d'échec plus important a été rapporté [JOSH00]. Cette intervention est devenue aujourd'hui la plus fréquente des procédures chirurgicales réalisées en Europe et aux Etats-Unis [MBUR00]. Elle a soulagé des millions de personnes d'une douleur invalidante [MANT98].

Cette opération est une intervention chirurgicale majeure associée à un certain nombre de complications [HARK92]. Son échec conduit généralement à une arthroplastie de révision, procédure difficile comportant les mêmes risques que l'intervention de première intention, auxquels s'ajoute celui d'endommager le capital osseux lors du retrait des deux pièces prothétiques. Pour ces raisons, une prothèse de la hanche devrait remplir sa fonction pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gêne ni complications [HUIS80]. Or, quel que soit le mode de fixation, avec ou sans ciment, la durée moyenne de vie d'une prothèse de hanche *in vivo* est actuellement d'environ 8 à 10 ans.

La durabilité d'un implant dépend de l'interaction de divers facteurs. Certains d'entre eux relèvent de la responsabilité du fabricant. D'autres, comme la technique d'implantation, le choix du type de prothèse et de sa fixation, relèvent de celle du chirurgien et d'autres encore dépendent du patient [NF/E12010], comme par exemple : la réponse biologique et physiologique vis-à-vis de l'implant, l'état de santé du patient, la qualité de l'os support [JOSH00], le comportement du patient (prise de poids, transport de charges lourdes, niveau d'activité physique élevé [JOSH00, THOM00]).

Avec les progrès réalisés au cours des dernières décennies dans la lutte contre l'infection, dans le choix des matériaux, la conception des implants fémoraux et leur mise en place, l'incidence relative des échecs du composant acétabulaire, et en particulier du descellement aseptique de cette pièce prothétique, semble croître. Il est actuellement deux à trois fois plus important que celui de l'implant fémoral [BARR92, JAST97, PEDER82]. Le problème majeur des arthroplasties totales de la hanche est devenu aujourd'hui celui de la stabilité des implants acétabulaires [SCHN82].

Malgré l'amélioration progressive des matériaux, de la conception des implants et des techniques chirurgicales au cours de la dernière décennie, de nombreux problèmes restent à résoudre. L'usure du polyéthylène de la cupule s'articulant autour de la tête fémorale prothétique ainsi que l'ostéolyse périprothétique (phénomène de résorption osseuse à la périphérie de la prothèse), conduisant progressivement au descellement de l'implant, émergent actuellement comme des problèmes majeurs non résolus. Les implants doivent avoir aujourd'hui un faible coefficient de frottement, une plus grande résistance à l'usure et à l'endommagement par un troisième corps (particules de ciment, de métal, fragments d'hydroxyapatite provenant du revêtement de certaines surfaces prothétiques [BLOE97]), une faible production de débris d'usure et susciter une réaction cellulaire minimale à ces débris [JOSH00, MINA98, SCHM98]. La fixation primaire et à long terme des prothèses, avec ou sans ciment, doit également être assurée.

Dans les prothèses cimentées [LEWI97], le manteau de ciment, matériau fragile, et ses interfaces avec l'os support et la prothèse, de même que la qualité du tissu osseux [PERN96-1] ont été identifiés comme les maillons faibles du système os – ciment – prothèse. Cependant, en dépit des différents inconvénients du PMMA, la probabilité de survie des arthroplasties cimentées implantées récemment, et particulièrement celles de la hanche et du genou, chez des patients âgés de plus de 50 ans, est très élevée, atteignant au moins 90% après 15 ans *in vivo*. L'amélioration des techniques de préparation et de mise en œuvre du ciment ainsi que des méthodes d'implantation contribue à ce succès. Des progrès restent à faire. Jusqu'à présent, le ciment de fixation de la cupule d'une prothèse totale de hanche a été peu étudié par rapport à celui du composant fémoral.

Par analogie au béton armé, un renforcement du ciment acrylique de scellement de la cupule par un tissu métallique souple a été envisagé au Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique et d'Arthroscopie de l'appareil locomoteur du Centre Hospitalier Universitaire de Strasbourg - Hautepierre [KEMP91], pour améliorer les propriétés mécaniques du PMMA. Henky [HENK85] avait constaté en 1985 l'absence de signes de descellement chez 6 patients ayant une perforation acétabulaire et chez lesquels un grillage métallique avait été placé au fond de la cavité acétabulaire afin d'éviter la migration du ciment dans le pelvis, alors que 47% des cas de cupules implantées à plus de 10 ans dans la série étudiée en présentaient. Il concluait que ce grillage devait avoir un effet protecteur vis-à-vis de l'os par un mécanisme non encore connu. Ce grillage a ensuite été utilisé à plus grande échelle. Plusieurs études sont venues conforter cette idée de ciment chirurgical armé.

Dans nos travaux nous avons essayé de comprendre quel était ce mécanisme en étudiant les effets thermiques et mécaniques de la présence d'un tissu métallique dans le ciment de scellement de la cupule. Nous en avons trouvé plusieurs. **Par analogie au béton armé, notre recherche s'est articulée autour de deux phases :**

- ◆ la **phase provisoire** qui concerne la période de reconstruction de l'articulation coxofémorale : mise en place du grillage dans la cavité acétabulaire, mélange des constituants du ciment, insertion du PMMA et polymérisation *in vivo*, implantation de la cupule dans l'acetabulum. Sa durée est celle de l'intervention chirurgicale. Plusieurs inconvénients du ciment prennent naissance au cours de cette période.
- ◆ la **phase de service** qui est celle de l'utilisation par le patient de la prothèse au cours de ses différentes activités. Elle couvre toute la vie postopératoire de l'implant dans le corps du patient.

Le **premier chapitre** recense les affections pouvant conduire à une reconstruction de l'articulation de la hanche, précise les objectifs d'une arthroplastie, ses indications et ses contre-indications. L'histoire de l'arthroplastie de la hanche expose les solutions apportées au cours du temps pour soulager les patients d'une douleur souvent invalidante et restaurer la fonction articulaire ; elle met en évidence la complexité des problèmes rencontrés et montre comment cette procédure a évolué dans le temps, la résolution d'un problème donné en créant toujours d'autres. Les qualités requises des articulations artificielles sont décrites ensuite.

L'histoire des différentes tentatives d'amélioration des propriétés mécaniques du ciment chirurgical par une armature (fibres, vis, coques,...) précise l'apport de la technique de renforcement du ciment par un tissu métallique par rapport à d'autres.

Le **chapitre 2** est dédié aux propriétés thermiques et mécaniques comparées des matériaux constitutifs du système biomécanique étudié : os du bassin – composite ciment-armature – cupule. Les propriétés de transmission, de répartition des contraintes et d'amortissement des chocs du cartilage articulaire, remplacé lors de l'intervention par le ciment et la cupule, ainsi que de toutes les structures de la hanche sont rappelées. La composition, les propriétés physiques et mécaniques des ciments à base de résine acrylique pour os actuellement utilisés en chirurgie orthopédique, leurs techniques de mise en oeuvre sont indiquées. Les inconvénients du PMMA sont exposés. Les caractéristiques géométriques de 3 grillages (Toilinox, Fond de cotyle grillagé - appelé par la suite FDCG -, grillage de la cupule SKH) qui ont été ou sont encore utilisés en chirurgie orthopédique pour renforcer le ciment chirurgical sont étudiées dans leur association avec le ciment.

Le **chapitre 3** est consacré à la phase provisoire. Au cours des essais thermiques nous avons évalué l'influence de la présence et de la position de deux tissus métalliques (FDCG, SKH) dans le ciment sur la température maximale de polymérisation et le temps de durcissement ainsi que sur le retrait du ciment. La topographie de la surface du ciment à l'interface avec l'acetabulum a été ensuite mesurée à partir de deux pièces anatomiques dans lesquelles une cupule en polyéthylène avait été scellée avec du PMMA renforcé par un FDCG dans un cas et sans grillage dans l'autre. Nous avons cherché à caractériser les digitations du ciment dans l'os spongieux et l'os sous-chondral par la mesure en trois dimensions de la topographie de ces surfaces avec un rugosimètre 3D CHR® 150 à microscopie optique confocale en lumière blanche à champ étendu. A partir de ces données, un moule reproduisant sur une face la surface osseuse et sur l'autre celle de la cupule a été réalisé. Des essais destinés à évaluer l'effet de la présence de chacun des grillages FDCG et SKH à proximité de l'interface ciment – os sur le retrait gêné du ciment ont été conduits.

Le **chapitre 4** s'articule autour de la phase de service. Différents cas de charge, décomposés en plusieurs phases, ont d'abord été définis (marche, montée et descente des escaliers, s'asseoir et se lever d'une chaise). Deux modélisations 3D aux éléments finis ont ensuite été réalisées à partir du modèle axisymétrique de Pedersen et al. [PEDER82] sur logiciel MARC, l'une avec os sous-chondral, l'autre sans. L'influence de la section d'armatures de chacun des trois tissus métalliques placés à proximité de l'interface ciment – os sur la distribution et l'amplitude des contraintes dans le ciment et dans l'os était ensuite comparée aux modèles avec ciment non armé.

Dans notre recherche consacrée au renforcement du PMMA par un tissu métallique, nous avons souhaité innover en utilisant TRIZ, acronyme russe pouvant se traduire par Théorie de la Résolution des Problèmes d'Invention, pour optimiser ce concept de « ciment armé ». Cette étude est exposée dans le **chapitre 5**, le problème principal posé étant que même lorsqu'une cupule est solidement fixée au support osseux acétabulaire au cours de l'intervention, le descellement prothétique peut survenir.

Le mémoire se termine par un chapitre de **conclusions**.

Deux **glossaires** en fin d'ouvrage, l'un à l'usage des ingénieurs, l'autre à l'usage des médecins, donnent une définition de certains termes utilisés dans ce mémoire.

Ce projet s'inscrit dans le cadre d'actions communes à l'I.N.S.A. de Strasbourg et au G.E.B.O.A.S. (Groupe d'Etudes en Biomécanique OstéoArticulaire de Strasbourg) qui regroupe des ingénieurs, des anatomistes et des orthopédistes, dont le Professeur François Bonnet, chirurgien orthopédiste au service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique et d'Arthroscopie de l'Appareil Locomoteur du C.H.U. de Haute-pierre, qui codirige cette thèse avec Pierre Mille, ingénieur et maître de conférences HDR à l'I.N.S.A. de Strasbourg.

Cette thèse a bénéficié d'un cofinancement de la Région Alsace et de la société Centerpulse (Etupes, France) qui conçoit et fabrique des prothèses orthopédiques, du ciment chirurgical ainsi qu'un tissu métallique, le « fond de cotyle grillagé », qu'elle souhaite optimiser.

CHAPITRE 1

ARTHROPLASTIE DE LA HANCHE

1.1 - PATHOLOGIE DES ARTICULATIONS

Les articulations [LARO02] peuvent être atteintes par différentes affections, dont l'arthrose, l'arthrite, des traumatismes et des tumeurs malignes dont l'ablation oblige à une reconstruction de l'articulation touchée :

- ◆ **l'arthrose** est un processus dégénératif dû à l'usure du cartilage, qui s'amincit, et s'accompagne d'une condensation de l'os situé sous le cartilage ainsi que de la formation d'ostéophytes de voisinage (prolifération anormale de tissu osseux autour du cartilage malade), situés en dehors de l'articulation, témoins des efforts de reconstruction de l'organisme. Il s'ensuit une diminution de la mobilité, une déformation des extrémités osseuses en contact et des douleurs au moindre mouvement articulaire. Les articulations le plus souvent atteintes par l'arthrose sont la hanche et le genou. Pauwels [PAUW73] définissait la coxarthrose, ou arthrose de la hanche, comme étant la « rupture de l'équilibre biomécanique entre la résistance mécanique des tissus et la sollicitation fonctionnelle. ». On distingue ainsi, sur le plan étiologique, trois groupes de coxarthroses :
 - les coxarthroses mécaniques (dysplasies, diminution des surfaces portantes du toit de l'acetabulum (trop court, trop oblique,...), surcharges) qui surviennent sur un cartilage sain lorsque l'augmentation des sollicitations conduit à dépasser le seuil de résistance normal du cartilage ;
 - les coxarthroses structurales par diminution de la résistance du cartilage quelle qu'en soit la cause (endocrinienne, métabolique, enzymatique,...), pour lesquelles la pression articulaire normale est devenue pathologique ;
 - les coxarthroses post-traumatiques.
- ◆ **l'arthrite** est un processus inflammatoire de l'articulation ou de la synoviale qui peut être d'origine inflammatoire ou infectieuse, microcristalline ou nerveuse. Des poussées d'arthrite peuvent précéder ou accompagner l'arthrose. L'arthrite se caractérise par des douleurs souvent nocturnes pouvant réveiller le malade.

◆ **des tumeurs** peuvent aussi se développer sur les articulations.

L'**ankylose** [LARO02], qui est presque toujours irréversible, est due à des lésions de l'articulation et peut être la conséquence d'un traumatisme (fracture articulaire), d'une inflammation (arthrite aiguë ou chronique, rhumatisme polyarticulaire) ou d'une arthrodèse (fusion chirurgicale des os de l'articulation).

Un cartilage usé est caractéristique d'une **arthrose** ou d'une **arthrite** [LARO02], qui sont les deux principales arthropathies : dans l'arthrose, l'épaisseur du cartilage diminue dans la zone de lésion ; dans l'arthrite, l'inflammation atteint l'ensemble des surfaces articulaires. Le renouvellement régulier du cartilage n'est plus assuré.

1.2 - DEFINITIONS ET BUTS D'UNE ARTHROPLASTIE

Une arthroplastie est une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire [HARK92, LARO02]. Elle a pour objectifs de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement stable, et parfois, de corriger une malformation [HARK92].

A cette intervention majeure sont associées un certain nombre d'indications et de contre-indications.

1.3 - INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS

1.3.1 - Indications d'une arthroplastie totale de la hanche [HARK92]

A l'origine, l'indication principale d'une arthroplastie totale de la hanche était la réduction d'une douleur invalidante, chez les patients âgés, qui ne pouvait pas être soulagée de manière efficace par des moyens non chirurgicaux et pour lesquels patients la seule possibilité chirurgicale était la résection de l'articulation de la hanche. L'amélioration de la fonction articulaire était alors de moindre importance.

Après que le succès remarquable de l'opération a été rapporté pour des patients souffrant d'arthrite rhumatoïde, d'arthrose (ostéoarthrite, arthrite hypertrophique), de nécrose avasculaire de la tête fémorale, de fracture du col du fémur, après l'acquisition d'une expérience plus grande de la procédure chirurgicale introduisant des modifications de celle-ci, les indications se sont étendues à d'autres affections.

Aux patients plus jeunes atteints des mêmes lésions, incluant la luxation congénitale de la hanche et les pathologies rhumatismales, ainsi qu'aux patients ayant eu une hanche infectée, se sont ajoutés un certain nombre de sujets chez lesquels la procédure de reconstruction de l'articulation, y compris l'arthroplastie totale, a échoué et qui requièrent une révision. La révision consécutive à l'échec d'une arthroplastie totale de la hanche est maintenant une opération courante, mais souvent difficile.

1.3.2 - Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche [HARK92]

Les contre-indications spécifiques d'une arthroplastie totale de la hanche incluent :

- ◆ une infection active de l'articulation de la hanche ou un foyer infectieux actif (vessie, peau, dentaire, des voies respiratoires ou de toute autre région),
- ◆ une pathologie neurotrophique (Tabès) : les patients souffrant de cette pathologie ont généralement une destruction osseuse extensive et une tendance à la formation d'ossifications exubérantes,
- ◆ l'absence ou l'insuffisance des muscles abducteurs,
- ◆ une pathologie neurologique progressive.

Le capital osseux du pelvis et du fémur doit être suffisant pour permettre une fixation adéquate des composants. C'est parfois un facteur limitatif de cette procédure dans le cas de tumeurs bénignes ou malignes de faible grade de la région de la hanche ayant entraîné une destruction osseuse massive ou nécessitant une importante résection osseuse.

1.4 - HISTOIRE DE LA PROTHESE DE LA HANCHE

« Those who cannot remember the past are condemned to repeat it. »
Santayana [SANTAY05]

Les débuts de l'arthroplastie [REIM70] remontent au milieu du 19^{ème} siècle, lorsque des chirurgiens tentèrent de créer une pseudarthrose (fausse articulation) extra-articulaire par simple **résection** (ablation chirurgicale) **d'articulations ankylosées**.

Parce qu'une mobilité durable d'amplitude fonctionnelle ne pouvait pas être obtenue par cette approche, certains chirurgiens se tournèrent, au début du 20^{ème} siècle, vers **l'arthroplastie d'interposition**. Dans cette procédure [HARK92], différentes substances biologiques ou inorganiques étaient utilisées comme matériau d'interposition entre les deux surfaces réséquées de l'articulation déformée ou ankylosée, dont les contours avaient été redessinés, afin de prévenir la réapparition d'une ankylose osseuse ou fibreuse et de permettre le mouvement. Ces substances devaient se substituer à la couverture cartilagineuse des surfaces articulaires. Des greffes de fascia lata et de tissus périarticulaires mous étaient abondamment utilisées aux Etats-Unis et en Europe. Sir Robert Jones employa une feuille d'or comme membrane d'interposition en 1912. L'utilisation de telles techniques et substances améliora les résultats des hanches ankylosées mais se révéla inopérante dans le cas de hanches arthritiques, en raison d'une raideur et de douleurs persistantes.

En 1923, Smith-Petersen [SMIT48] introduisit le concept « **d'arthroplastie moulée** » comme autre possibilité que la membrane d'interposition. La procédure était destinée à restituer des surfaces articulaires congruentes. Le verre fut le premier matériau moulé utilisé, à la suite de la découverte fortuite, par Smith-Petersen d'une membrane synoviale lisse entourant un corps étranger en verre extrait du dos d'un patient. Tous les implants en verre furent brisés au bout de quelques mois, mais les résultats initiaux étaient encourageants et suscitérent la recherche de matériaux plus durables. Des matériaux tels que le Pyrex, le viscaloïd (un dérivé du celluloid) et la bakélite furent écartés en raison de leur fragilité ou d'importantes réactions à corps étranger. Après le développement, en 1937, du vitallium (alliage de cobalt) la fabrication d'implants de durabilité suffisante devint possible. L'arthroplastie avec une cupule de Smith-Petersen, en vitallium moulé, interposée entre les deux surfaces articulaires avivées, modifiée par Aufranc, devint le standard de la reconstruction de la hanche jusqu'à l'avènement de l'ère moderne de l'arthroplastie totale de la hanche.

A la fin des années quarante, quelques chirurgiens commencèrent à développer des endoprothèses (implants comportant une tige ancrée dans une cavité médullaire) destinées à remplacer une des deux surfaces de l'articulation (**hémiarthroplasties**) : la partie fémorale.

En 1946, les frères Judet et al. [JUDE52] proposèrent de remplacer la tête fémorale par une **tête en polyméthacrylate de méthyle** surmontant une tige axiale implantée dans le col du fémur sans moyen de fixation. Ce fut un échec en raison de l'usure et de la fragmentation de la résine, de la résorption osseuse au niveau de l'acetabulum et du fémur ainsi que de l'absence de fixation. Les **endoprothèses métalliques**, constituées d'une tête métallique ancrée dans le canal médullaire au moyen d'une tige fémorale, devinrent bientôt les implants de choix. Les prothèses de Moore et Thompson furent largement utilisées.

Des tiges fémorales plus longues permirent une transmission des efforts le long de l'axe du fémur alors que des tiges courtes implantées dans le col du fémur généraient des contraintes de cisaillement élevées [HARK92]. Tous ces implants étaient fixés par **press-fit** et produisaient une résorption du fémur à des degrés variés. De plus, aucun de ces implants pour hémiarthroplasties ne répondait à l'attente des patients ayant des hanches arthritiques d'être soulagés de leur douleur de façon durable parce que la surface articulaire qui n'avait pas été remplacée, celle de l'acetabulum, demeurait la source d'une douleur persistante. L'érosion du cartilage acétabulaire attira l'attention sur la nécessité de resurfer l'acetabulum [HUIS80, HARK92].

Pour résoudre ce problème, des **couples articulaires prothétiques métal-métal** furent développés par Urist [URIS57], Ring [RING70], McKee-Farrar [McKE70] et d'autres. Ces implants se révélèrent toutefois incompatibles avec une fonction articulaire normale et leur taux élevé d'échec, en raison d'un fort coefficient de frottement et d'une usure du métal excessive à l'origine d'une fréquence élevée de douleurs et de descellements, conduisit rapidement à leur abandon.

En 1951, Haboush [HABO53] introduisit le premier du polyméthacrylate de méthyle en chirurgie orthopédique. En 1957, Wiltse et al. [WILT57] utilisèrent le polyméthacrylate de méthyle autopolymérisant comme matériau de fixation en chirurgie orthopédique.

L'ère moderne de l'arthroplastie totale de la hanche commença dans les années soixante avec le travail de pionnier que Sir John Charnley réalisa dans tous les domaines de l'arthroplastie totale de la hanche, incluant son **concept d'arthroplastie à faible moment de frottement** [CHAR79], de modification chirurgicale de la biomécanique de la hanche, la lubrification, les matériaux, la conception des implants et l'environnement de la salle d'opération. Un progrès important fut réalisé lorsqu'il utilisa le **polyméthylméthacrylate (PMMA), ciment acrylique polymérisant à froid** [CHAR69], employé dès 1936 en art dentaire pour la fabrication de prothèses, pour fixer solidement les deux composants prothétiques dans l'os receveur. Ses études des résultats obtenus chez un nombre important de patients, concernant particulièrement l'usure, l'infection, le descellement et l'échec de la tige fémorale, sont inestimables.

Charnley interpréta le couinement entendu parfois chez des patients porteurs d'une prothèse de Judet comme étant dû au frottement prononcé de la tête acrylique dans l'acetabulum. Du fait de la résistance au mouvement, un moment suffisant pour desceller la tige fémorale était produit et le mouvement était parfois plus important autour de la tige qu'au droit de l'articulation. Il confirma le faible coefficient de frottement de la hanche normale, rapporté par Jones, et s'accordait avec Keith sur le fait que le fluide synovial agissait comme lubrifiant. Après avoir découvert que le coefficient de frottement d'une balle en acier contre du polytétrafluoroéthylène était proche de celui d'une hanche normale, il inséra une prothèse de Moore et tapissa l'acetabulum avec une fine coque en polytétrafluoroéthylène. Il resurfaça plus tard l'acetabulum avec une coque en plastique et la tête fémorale avec une cupule métallique, mais abandonna cette procédure en raison d'une nécrose avasculaire de la tête fémorale. Il fixa ensuite la tige de la prothèse fémorale et la cupule en plastique avec du polyméthylméthacrylate pour ancrer les composants dans l'os et pour transférer les contraintes de manière plus uniforme sur une plus grande surface osseuse. Le diamètre de la tête fémorale fut réduit de 40 mm et plus pour la prothèse de Moore à 22 mm, afin de diminuer la résistance au mouvement en réduisant le moment ou le bras de levier de l'effort de frottement. Il réalisait qu'avec un diamètre de tête plus grand, la contrainte était plus faible et l'usure diminuait. Il considérait néanmoins qu'il était plus important de réduire le moment de frottement et d'augmenter l'épaisseur de la cupule. Sa décision de préférer une tête de petit diamètre était avisée, rétrospectivement, car le descellement, plus que l'usure, est devenu une complication majeure.

Du fait de son usure excessive et d'importantes réactions tissulaires, le polytétrafluoroéthylène fut remplacé, d'abord par du polyéthylène haute densité, puis par du polyéthylène très haute densité (UHMWPE).

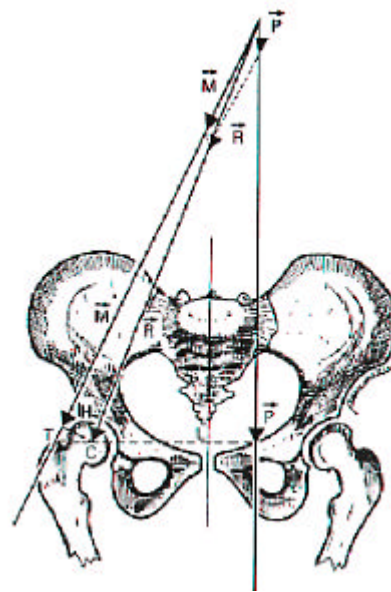
L'arthroplastie totale de la hanche de Charnley fut d'abord accueillie avec une grande méfiance en raison des mauvais résultats obtenus avec la tête fémorale en résine acrylique de Judet, l'utilisation de polyuréthane pour la fixation de fractures, puis avec l'usure et les réactions tissulaires consécutives à l'utilisation de polytétrafluoroéthylène. Mais, en 1970, un certain nombre de chirurgiens aux Etats-Unis rapportèrent que les cupules en polyéthylène ne produisaient pas d'usure excessive et que le soulagement de la douleur et l'amélioration de la fonction articulaire étaient spectaculaires. Il devint cependant rapidement évident que ce succès dépendait d'une sélection et d'une évaluation précises des patients, aussi bien que du soin méticuleux apporté à la technique opératoire et aux conditions d'asepsie. Seules des études de suivi des dossiers à long-terme, avec un recul d'au moins cinq ans, ont permis de mettre en évidence que le descellement et, dans une moindre mesure, les problèmes de fixation du grand trochanter - dont l'ablation était pratiquée pour permettre l'insertion de la tige prothétique dans le fût fémoral -, de rupture de la tige fémorale et de protrusion acétabulaire étaient des problèmes majeurs.

Ces études conduisirent à de nombreuses modifications dans la conception, le choix et la qualité des matériaux utilisés pour la fabrication de la prothèse fémorale et la cupule, l'utilisation du ciment, les approches et techniques chirurgicales. Néanmoins, il n'y a pas eu de changements significatifs dans la composition du ciment. Du polyéthylène est toujours utilisé pour fabriquer les cupules. Le concept fondamental d'arthroplastie à faible moment de frottement est devenu un fait bien établi et l'articulation métal sur polyéthylène le standard de l'arthroplastie totale de la hanche. **La stabilisation initiale de l'implant est la fonction clé du ciment.** Les résultats de l'arthroplastie totale de la hanche de Charnley sont devenus le point de référence pour l'évaluation des performances d'autres arthroplasties.

Dans les premiers temps de sa pratique, Charnley [CHAR82] croyait à l'efficacité d'un ancrage du ciment dans l'os spongieux, appelé aussi os trabéculaire, et enlevait l'os sous-chondral, os compact et résistant situé sous le cartilage. Il préféra plus tard conserver cet os et percer plusieurs trous de diamètre 6 mm à l'intérieur de l'acetabulum, qu'il remplissait manuellement avec du ciment avant insertion de la cupule.

Il cherchait également au début à médialiser le centre de rotation de la hanche, c'est-à-dire à le rapprocher légèrement du plan de symétrie du corps, par creusement de l'acetabulum, afin de raccourcir le bras de levier du poids du corps \vec{P} (figure 1-1), et à augmenter le bras de levier des muscles abducteurs \vec{M} (moyen fessier) en réattachant latéralement le grand trochanter T ostéotomisé. Il attribua plus tard le taux élevé de migration de la cupule, dans son étude à un recul de 12 à 15 ans, à ce creusement excessif de l'acetabulum.

figure 1-1 : schéma de la balance de Pauwels [PAUW73]



Lorsque le corps est en appui monopodal, le bassin qui tend à basculer du côté déchargé est maintenu en équilibre par la contraction du moyen fessier M.
C : centre de rotation. P : poids du corps. R : résultante des forces appliquées.

Nombre de chirurgiens ont ainsi retiré l'os sous-chondral au cours d'arthroplasties de la hanche jusqu'au début des années 80, des descellements par verticalisation ou par migration vers le haut de la cupule ayant alors été constatés et l'importance de cette structure dans la reprise des efforts appliqués à la hanche et leur transmission à l'os cortical ayant été reconnue [SUTH82, VASU82].

En 1970, Buchholz et Engelbrecht [BUCH70] furent les premiers à utiliser le **ciment** comme **support de principes actifs** en mélangeant un **antibiotique**, la gentamicine, au ciment chirurgical. L'association du ciment pour os et de la gentamicine s'est révélée stable et offre toujours une activité antibiotique efficace contre les germes rencontrés en chirurgie orthopédique et sensibles à la gentamicine.

Parallèlement, de nombreux auteurs - essentiellement américains -, encouragés par le refus de F.D.A. (Food and Drug Administration) d'autoriser l'utilisation du ciment jusqu'en 1970, travaillèrent sur les implants non cimentés.

La recherche s'est orientée depuis suivant deux axes principaux [HARK92], l'un visant à supprimer l'utilisation de ciment dont les particules produites par son effritement ou sa fissuration provoquent des réactions tissulaires intenses, l'autre au contraire à améliorer l'ancrage des prothèses de hanche cimentées. Des tiges fémorales et des cupules avec un revêtement en hydroxyapatite (figure 1-2) ou micro-poreux (figure 1-4) par billes, fibres, microrugosités ou treillis qui peut servir de support à une couche d'hydroxyapatite [BREM90], en press-fit, ont été développés pour substituer l'ancrage biologique, favorisé par la repousse et la réhabilitation osseuses, au ciment, comme mode de fixation.

figure 1-2 : revêtement d'hydroxyapatite sur la portion proximale de la tige (Corin Medical Gloucester, UK)



Par ailleurs, un certain nombre de techniques différentes ont été mises au point pour améliorer la fixation par le ciment des composants prothétiques : utilisation de ciment à basse viscosité, d'obturateurs du canal médullaire, diminution de la porosité du ciment, instruments de pressurisation du ciment, préparation du ciment sous vide. Des implants fémoraux [HARK92] de section plus importante, plus résistants et plus longs ont été conçus pour éviter la rupture de la tige fémorale et pour diminuer les contraintes dans le ciment périprothétique.

D'autres au contraire utilisent des sections de tiges plus faibles constituées d'alliages de titane, dont le module d'élasticité, moins élevé que celui de l'acier inoxydable 316 L ou des alliages de cobalt - chrome, conduit au transfert de contraintes plus élevées dans le ciment et dans l'os.

Les progrès technologiques ayant augmenté la longévité de la fixation des implants, les problèmes liés à l'usure des surfaces articulaires ont émergé [HARK92]. Des têtes fémorales et des cupules en céramique (figure 1-3) ont été développées en raison du faible coefficient de frottement et des excellentes propriétés d'usure de ce matériau. L'alliage de titane (figure 1-3) a été reconnu comme étant un matériau pour implants des plus résistants et des plus biocompatibles. Malheureusement, ses caractéristiques d'usure et de dureté insuffisantes ne lui permettent pas d'être utilisé comme surface articulaire à l'état natif. Dans le domaine expérimental, le processus d'implantation ionique d'azote améliore nettement la performance en matière d'usure et de dureté des implants en alliage de titane et réduisent par conséquent l'usure de la surface de polyéthylène en regard. Le processus peut contribuer à réduire l'usure par corrosion, le relargage d'ions et la formation de débris métalliques à l'extrémité distale des tiges fémorales lorsque la fixation de celles-ci a été limitée à la partie proximale de l'implant.

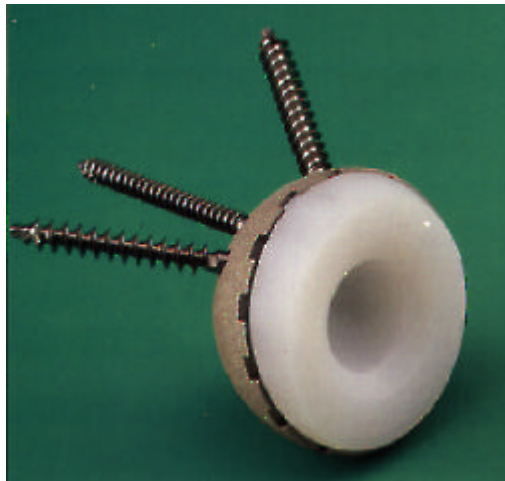
figure 1-3 : PTH avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en titane (Fii, Saint-Just-Malmont, France)



Les systèmes modulaires [HARK92] étaient initialement destinés à assurer un grand choix de diamètres de têtes fémorales et de longueurs de col. Des innovations plus récentes permettent de faire varier indépendamment les dimensions de différentes parties de la tige. Une gamme importante de tailles d'implants peut ainsi être obtenue à partir d'un stock limité de composants. La durabilité des implants modulaires est en question et la méthode optimale d'assemblage des différentes pièces reste à déterminer.

Des cupules blindées (figure 1-4), constituées d'une cupule en polyéthylène ou en céramique insérée dans une coque métallique (metal-back) ont été conçues initialement pour pouvoir changer l'insert sans rompre l'interface ciment – os, et donc sans endommager le capital osseux du patient, lorsqu'il y a usure excessive du polyéthylène ou pour modifier le diamètre de la tête et le diamètre intérieur de la cupule en cas d'instabilité [PERA97]. Modélisations aux éléments finis et résultats d'expériences réalisées sur des pièces anatomiques indiquaient que le metal-back raidissait le polyéthylène, réduisait les pics de contraintes dans le ciment et l'os spongieux et diminuait ainsi le taux de descellement aseptique [PERA97]. Des descellements précoces ont été observés en raison vraisemblablement d'une trop grande différence entre les modules d'élasticité du metal-back et de l'os receveur [RITT92].

figure 1-4 : cupule blindée à revêtement micro-poreux (Fii, Saint-Just-Malmont, France)



Bien que des analyses de la survie à long-terme de ces implants n'aient pas démontré d'amélioration significative [HARK92], la plupart des modèles d'implants acétabulaires actuels retiennent le metal-back comme moyen de fixation de la cupule à l'os sans ciment.

Le succès de l'arthroplastie totale de la hanche s'appuie essentiellement sur la création de surfaces portantes stables, avec un faible coefficient de frottement entre les deux composants solidement fixés dans l'os. L'amélioration de la conception des implants, des matériaux et des techniques continue [HARK92], mais les concepts fondamentaux établis par Charnley demeurent valables. Certaines exigences pratiques doivent être prises en compte lors de la conception de nouveaux implants ou de nouvelles procédures chirurgicales. Elles sont exposées dans le paragraphe suivant.

1.5 - EXIGENCES REQUISES POUR UNE ARTICULATION ARTIFICIELLE

La fonction d'une articulation artificielle [HUIS80] doit s'approcher autant que possible de celle de l'articulation naturelle pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gêne et sans complications.

Ni la prothèse ni les matériaux de fixation ne devraient induire de réactions tissulaires indésirables, telles que la nécrose ou la résorption osseuse. Ils devraient avoir des caractéristiques de frottement et d'usure acceptables et ne pas se corroder.

La procédure chirurgicale devrait être relativement simple et rapide, standardisée et reproductible, avec un trauma chirurgical minimal.

La géométrie de la prothèse, le choix des matériaux, et particulièrement les propriétés de résistance et de rigidité, devraient garantir les performances mécaniques adéquates de telle manière que toute concentration de contraintes soit évitée et que l'implant, le ciment et l'os ainsi que leurs interfaces ne soient pas chargés au-delà de leurs limites de résistance ou de fatigue.

L'implant devrait avoir un bon potentiel de « sauvetage » dans ce sens qu'en cas d'échec de la procédure, une autre solution reste possible.

La mobilisation précoce, la stérilisation des composants et des coûts de production des implants raisonnables devraient être possibles.

Il est à noter que ces exigences concernent essentiellement la phase de service de la prothèse, alors que la plupart des problèmes qui peuvent conduire au descellement d'un implant acétabulaire prennent naissance pendant l'intervention, au moment de la construction de l'articulation prothétique.

1.6 - HISTOIRE DU CIMENT CHIRURGICAL ACETABULAIRE ARME

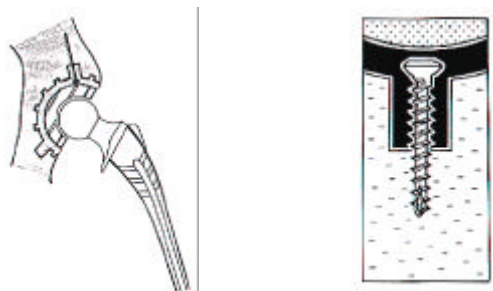
Une arthroplastie cimentée se doit d'assurer un positionnement correct du ou des composants prothétiques et un bon ancrage de la prothèse dans l'os. Un ancrage mécanique solide est nécessaire parce qu'il assure la stabilité primaire de la prothèse en empêchant tout mouvement à l'interface ciment-os [HARK92]. Un mauvais scellement est responsable à plus ou moins long terme d'une micromobilité, primaire ou secondaire par résorption osseuse. Cette micromobilité entraîne une dégradation du ciment qui se fissure, se casse et produit des débris, eux-mêmes facteurs de résorption osseuse ultérieure [KEMP88-1].

Or la fixation du ciment dans l'os n'est ni chimique ni biologique, mais essentiellement mécanique. Pour cette raison, il est nécessaire d'obtenir une bonne pénétration du ciment dans le support osseux. Pour améliorer cette fixation du ciment dans l'os, certains chirurgiens percent des trous d'ancrage (figure 1-5), dont le nombre, le diamètre et la profondeur sont variables, dans l'acetabulum [MBUR00].

En réponse au nombre observé des échecs acétabulaires [BREM90], débutant la 7^{ème} année après la mise en place de l'implant en polyéthylène et croissant de manière exponentielle [MORS84], des renforts métalliques sont apparus à la fin des années 70, tels les vis pilotis de Schneider, les armatures de Burch-Schneider, de Müller, puis de Ganz. Ces armatures étaient réservées tout d'abord à des cas de reprises difficiles, comme l'était la plaque en croix de Kerboull, ou à des cas de protrusion acétabulaire.

Selon Meyrueis [MEYR87], les vis pilotis (figure 1-5), mises parfois en place dans les trous d'ancrage depuis la fin des années 70 pour sceller les plots en ciment et dépassant dans la cavité acétabulaire ont constitué un premier stade d'armature partielle du ciment des prothèses de hanche.

figure 1-5 : plots d'ancrage et vis pilotis [MEYR87]



Meyrueis rapporte que si les vis pilotis dépassaient de 3 mm dans la cavité acétabulaire, la résistance au descellement était augmentée d'un tiers et les plots ne cassaient plus au niveau de leur base. Si les contraintes augmentaient, le ciment finissait par se rompre autour des vis. Il préconise de réaliser 3 ou 4 orifices de taille moyenne ne dépassant pas 8 mm de diamètre et de multiples trous à la mèche de 4,5 mm. Il suggère également d'utiliser le dépassement des vis pour régler l'épaisseur du ciment.

Pour Schneider [SCHN82], une armature métallique assure la stabilité initiale au pôle supérieur de l'acetabulum. Elle rend possible l'intégration de greffons osseux, lorsqu'une reconstruction acétabulaire s'avère nécessaire, et du ciment. Elle prévient l'instabilité initiale provoquée inévitablement par le retrait dû à la polymérisation d'un grand volume de ciment.

L'armature étendue réalisée par les anneaux de soutien vissés de Muller (figure 1-6) dans les acétabuloplasties avec greffe osseuse donne de bons résultats dans les cas courants [BONN01-2]. Les volumineuses têtes de vis de 8 mm utilisées ont l'inconvénient de latéraliser la cupule en polyéthylène dont le pôle supérieur est en général découvert [MEYR87]. Dans certains cas, ce positionnement latéral est lié à un excès de greffe de l'arrière-fond rendue nécessaire par l'importance de la lésion médiale qui constitue, pour Rosson et Schatzker [ROSS92], une contre-indication à l'utilisation de l'anneau de Müller. Le risque existe de faire monter l'implant lors du serrage des vis centrales si le support osseux n'est pas suffisamment résistant [BREM90]. La rigidité de l'anneau [MEYR87] supprime la mobilité des cornes acétabulaires (figure 1-8) dont Teinturier [TEINT83] a rappelé l'importance.

figure 1-6 : anneau de soutien de Müller [SCHN82]



figure 1-7 : bouclier de Burch-Schneider [SCHN82]



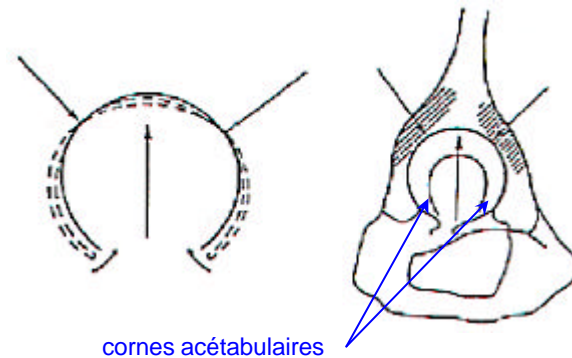
Dans les destructions plus étendues (destruction de plus de 2 parois acétabulaires, lésion combinée du toit de l'acetabulum), le bouclier de Burch – Schneider (figure 1-7) apparaît plus performant [BONN01-2]. Le bouclier est volumineux et son ergot inférieur rend difficile sa mise en place. Cette armature réalise cependant un pont entre 2 zones saines de l'acetabulum (ilion, ischion) en enjambant la paroi médiale et une bonne partie de la paroi supérieure, protégeant des contraintes excessives la reconstruction par greffe de la perte de substance acétabulaire.

Brémant [BREM90] affirme que le renforcement métallique est une indication exceptionnelle en première intention pour les partisans des prothèses cimentées, ceux-ci n'ayant recours au renfort métallique que dans les cas d'acetabula fragiles. La perte de l'os sous-chondral (acetabulum dénudé dès le premier fraisage, coxite, creusement sur paléocotyle ou sur ankylose, acetabulum radiothérapique, hanche infectée) représente la première de ces situations. L'utilisation de greffes est une seconde indication de renfort métallique, celui-ci créant une interface entre le ciment et les greffes, évitant ainsi leur contact direct.

Dès 1973, Harris et White [HARR82] proposaient une autre solution aux échecs acétabulaires : blinder l'implant lui-même en le revêtant d'un metal-back plutôt que d'armer le support osseux. La cupule en polyéthylène blindée était cimentée. Après 10 ans d'implantation, les résultats étaient catastrophiques : 100% des cas de patients âgés de moins de 30 ans étaient repris ou présentaient une cupule ayant migré. L'analyse de cet échec a conduit à remettre en cause, comme pour la cupule en céramique cimentée, une trop grande rigidité du metal-back.

Par analogie au béton armé, un renforcement du ciment par des fils métalliques a été envisagé pour améliorer ses propriétés mécaniques. Le ciment chirurgical est en effet un matériau fragile, résistant moins à la traction qu'à la compression. De plus, la résistance à la traction du ciment acrylique pour os, mélangé manuellement, n'est égale qu'à 25% environ de celle de l'os cortical humide [SAHA84-2]. Or, les études de Walt et al. [WALT83] ont montré qu'à l'exception de la zone des cornes acétabulaires (figure 1-8), la plus grande partie de la couche de ciment de fixation de la cupule travaille en traction.

figure 1-8 : déformation de l'acetabulum sous charge [TEIN83]



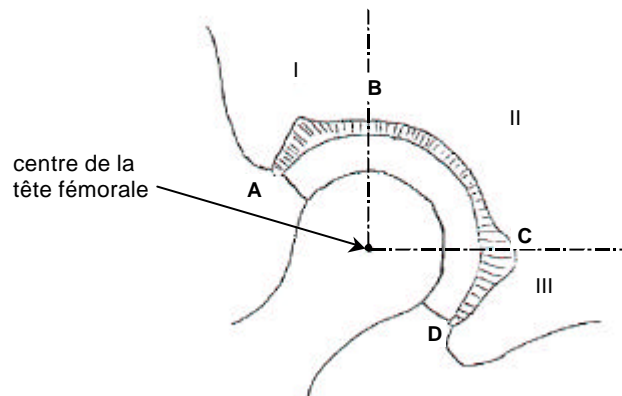
cornes acétabulaires

Saha et Pal [SAHA84-1, SAHA84-2] ont étudié l'influence de la présence de fils métalliques sur les propriétés en traction, flexion et cisaillement du PMMA et ont montré que la résistance à la rupture du PMMA soumis à ces efforts était augmentée de manière significative lorsque le ciment était renforcé. Les auteurs affirmaient cependant qu'il n'était pas possible d'utiliser des fils métalliques dans une arthroplastie cimentée en raison de l'espace annulaire restreint entre la prothèse et l'os, et que pour cette raison, un renforcement par des fibres de carbone ou d'autres fibres était plus adapté. Le problème de l'orientation et de la biocompatibilité de ces fibres reste cependant posé.

L'idée d'améliorer les propriétés mécaniques du ciment de scellement de la cupule en le renforçant par un grillage métallique, de la Toilinox, est née au Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique et d'Arthroscopie de l'appareil locomoteur du Centre Hospitalier Universitaire de Strasbourg – Hautepierre, avec l'étude par Henky et al. [HENK91] des réactions tissulaires aux produits de dégradation des prothèses totales de hanche qui a permis de montrer que la fragilisation du ciment pouvait entraîner une libération importante de particules participant à la constitution de granulomes de descellement des implants cimentés, et avec la thèse d'Henky [HENK85] intitulée : « Devenir à plus de 10 ans d'une série initiale de 467 prothèses totales de hanche de type M. E. Muller : étude clinique, radiologique et anatomo - pathologique ». L'indication principale des prothèses de hanches étudiées était la coxarthrose primitive. Le ciment utilisé était du CMW® radio-opaque mélangé manuellement et introduit au doigt dans l'acetabulum après rinçage soigneux de la cavité. Ce ciment était celui qui polymérisait le plus vite et qui s'échauffait le plus. Des orifices étaient systématiquement creusés au niveau du toit de l'acetabulum et en zone III (figure 1-9) afin de réaliser des plots d'ancrage.

L'horizontalisation des cupules (inclinaison inférieure à 38° par rapport à l'horizontale) était recherchée dans le service, de manière que la base des cupules soit plus proche de la perpendiculaire à la résultante des forces agissant sur l'articulation. L'épaisseur moyenne de ciment mesurée sur la radiographie postopératoire était de 3,6 mm en zone I, 3,3 mm en zone II et de 6,3 mm en zone III.

figure 1-9 : les 3 zones de Delee et Charnley [El-H90]



Henky constatait une augmentation de la fréquence des descellements acétabulaires avec le temps dans des proportions importantes, avec un pic de fréquence vers 10 ans. Après analyse des descellements acétabulaires repris (arthroplastie de révision), il a constaté :

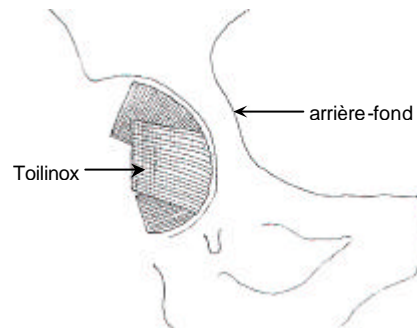
- ◆ un liseré radiologique ciment – os supérieur à 2 mm dans tous les cas avec parfois présence de volumineuses cavités ostéolytiques dans le toit de l'acetabulum,
- ◆ la migration (par rotation, déplacement horizontal ou vertical) de 91% des cupules reprises. Il estime ainsi que la migration acétabulaire constitue un excellent signe radiologique de descellement et qu'elle semble nécessaire à la survenue d'une symptomatologie fonctionnelle (phénomènes douloureux).

Par ailleurs, les descellements acétabulaires semblaient plus fréquents chez la femme (**ostéoporose**) ou lorsque la cupule était usée asymétriquement. 95% des cupules ayant migré présentaient une usure de la cupule supérieure à 1 mm avec ovalisation de celle-ci. Pour Henky, **l'usure asymétrique avec ovalisation de la cupule** serait un facteur important de descellement. Il n'a pas retrouvé de situation d'usure nulle avec migration. Une absence de couverture de la cupule par le ciment (due à une malposition de celle-ci) supérieure à 10% favorise la survenue d'une migration, qu'il explique par la diminution de la surface portante et donc par une augmentation des contraintes de compression en zone I.

Comme au niveau du fémur, le ciment, dès qu'il est abrasé sous forme de microparticules, est extrêmement mal toléré et entraîne des réactions tissulaires intenses avec destruction osseuse de proche en proche.

Henky avait fait le constat suivant sur 8 cas, avec un recul moyen de 10,5 ans, où un grillage métallique en Toilinox avait été mis en place au fond de l'acetabulum (figure 1-10) en raison d'une perforation de l'arrière-fond, cette perforation constituant un facteur aggravant : parmi ces 8 cas, 6 ne présentaient aucune migration de la cupule et 5 ne présentaient qu'un liseré partiel inférieur à 1 mm ou aucun liseré.

figure 1-10 : Toilinox tapissant le fond de l'acetabulum [El-H90]



Dans ces 5 cas, le grillage en Toilinox était très étendu et tapissait toute la cavité acétabulaire. Dans le dernier cas, le liseré atteignait 2 mm mais le grillage était très peu étendu. Dans 2 cas, une petite pastille de Toilinox avait simplement été mise en place pour couvrir la perte de substance osseuse. Ces 2 cas ont présenté une migration importante de la cupule et ont été repris. Des signes de descellement avaient été relevés dans 47% des cas de cupules implantées plus de 10 ans auparavant.

La Toilinox, constituée d'un grillage métallique tissé en acier inoxydable de fils de diamètre 0,1 mm à mailles carrées de 0,6 mm d'ouverture nominale, fournie sous forme de bandes plates, était posée au fond de l'acetabulum en plusieurs couches (jusqu'à 3) sur l'os préparé. La grande souplesse de cette toile lui permet de s'adapter aux contours de la cavité acétabulaire. Les mailles de cette toile sont suffisamment larges, selon Henky, pour laisser passer le ciment. Henky conclut que ce grillage a un effet protecteur vis-à-vis de l'os par un mécanisme non encore connu : effet d'armature du ciment augmentant considérablement ses propriétés mécaniques, conduction de la chaleur au moment de la polymérisation ?

Ce grillage a ensuite été utilisé à plus grande échelle. Plusieurs études sont venues conforter cette idée de ciment armé.

Meyrueis [MEYR87] a cherché à améliorer le ciment en utilisant une armature métallique plus rigide que la Toilinox. Estimant que l'armature du ciment ne devait pas être limitée aux reprises mais systématique, Meyrueis a proposé une coquille métallique multiperforée vissée dans l'acetabulum (figure 1-11) suivie de la mise en place d'une cupule en polyéthylène cimentée sans trou d'ancrage. Sa partie basse a été fendue afin de respecter l'élasticité des cornes acétabulaires. Le rebord a été découpé en languettes modelables. Des plots (figure 1-12) placés sur la convexité permettent la pénétration du ciment derrière la coquille.

figure 1-11 : armature acétabulaire vissée [MEYR87]

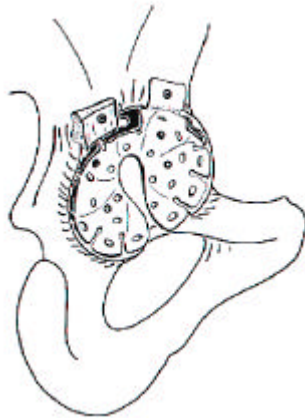
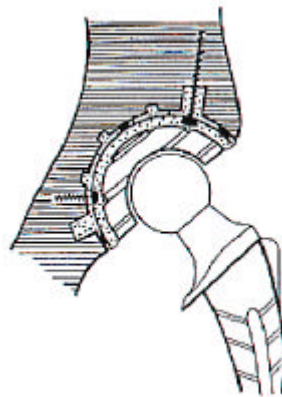


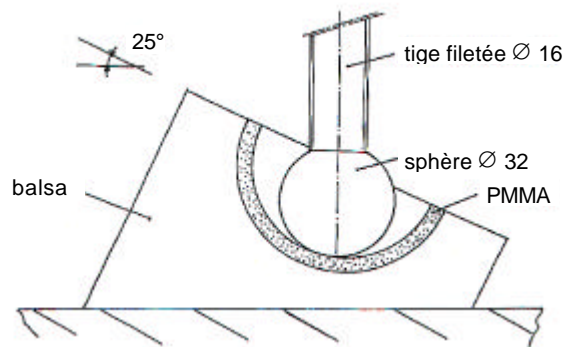
figure 1-12 : armature acétab. vissée : coupe [MEYR87]



Les orifices multiples sont prévus pour des vis de 3,5 mm et de 4 mm de diamètre à tête de 6 mm. La saillie modérée de ces têtes permet de régler l'épaisseur du ciment et de centrer la cupule en polyéthylène. Selon Meyrueis, cette armature facilite la **reconstruction anatomique** de l'acetabulum dans les reprises.

Kempf [KEMP87, KEMP91] et Brugger [BRUG87] ont étudié le comportement mécanique du ciment armé (CMW® 1) en effectuant plusieurs essais. Ils ont réalisé des essais statiques (figure 1-13) sur coques de ciment de 3,5 mm d'épaisseur, sans armatures ou avec une nappe de Toilinox « noyée » dans le ciment, coulées dans un bloc de balsa, la force étant appliquée à une vitesse de 30 N/s jusqu'à rupture de la coque. Le balsa a la particularité d'avoir un module d'élasticité transversal, voisin de 350 MPa, proche de celui de l'os spongieux.

figure 1-13 : schéma du dispositif d'essai sur coques [BRUGG87]



Ils ont constaté que les fils du grillage étaient rompus et que l'acier avait donc participé, par le biais de son adhérence au ciment, à la reprise des efforts de traction jusqu'à ce qu'il atteigne lui-même sa résistance à la rupture en traction. L'examen à la loupe de la zone comprimée située au droit du point d'application de la charge montrait que le ciment était beaucoup moins morcelé dans cette zone lorsqu'un grillage était utilisé : fragmentation en 3 ou 4 morceaux de cette zone alors que la zone comprimée du PMMA seul était très morcelée (faïençage). La taille des fissures était plus petite. Ils émettent l'idée que le grillage aurait un effet cohésif limitant la désagrégation du grillage sous l'effet de contraintes excessives dans la couche de ciment. Son intérêt serait donc aussi biologique, la production plus faible de débris de ciment réduisant la réaction de l'organisme à corps étranger.

Pour Brugger, l'armature n'améliore pas l'ancrage du ciment dans l'os. La présence du grillage, noyé ou en périphérie ne modifie pas la nature de l'interface ciment – balsa et tout se passe comme si le grillage n'existait pas. Brugger en conclut que l'amélioration clinique constatée au C.H.U. de Haute-pierre n'est pas due à un gain d'ancrage mais à une amélioration des qualités mécaniques du ciment apte de la sorte à supporter des contraintes mécaniques plus élevées. Il propose de mettre en place un grillage de type Toilinox en périphérie de la couche de ciment, grillage qui jouerait un rôle de filtre, et de noyer dans la couche de ciment un grillage de renforcement afin de reprendre au mieux les contraintes sollicitant le ciment. La solution consistant à mettre en place 2 nappes de Toilinox, l'une en périphérie, l'autre noyée dans le ciment, lui paraît la plus rationnelle tant du point de vue mécanique que biologique ou purement pratique.

Kempf et Brugger émettent l'hypothèse que la 1^{ère} nappe de Toilinox, disposée à la périphérie au contact de l'os, laisserait passer assez de ciment pour assurer l'ancrage de l'armature dans le ciment tout en jouant un rôle de « filtre » analogue aux géotextiles en technique routière empêchant les plus gros fragments de PMMA de diffuser et d'induire des granulomes.

La 2^{ème} nappe, dont on pourrait augmenter la taille des mailles et le diamètre des fils, noyée dans la masse de ciment, aurait un rôle de renforcement de celui-ci en suppléant à sa médiocre résistance à la traction. D'un point de vue mécanique, la couche de ciment ainsi armée et rigidifiée permettrait de limiter la pénétration de la cupule dans l'os spongieux, laissant ainsi aux travées osseuses périprothétiques le temps de se reconstruire. Les migrations de cupules pourraient de la sorte être amenues. Le grillage constitué de fils Ø 0,22 mm (maille 1 x 1 mm) utilisé lors d'essais de fatigue réalisés avec le même dispositif (figure 1-13) leur paraît un peu rigide, le chirurgien devant pouvoir modeler le grillage à l'anatomie de l'acetabulum de son patient. C'est, selon eux, ce que permet la Toilinox, véritable « gaze » métallique, très souple et de mise en œuvre aisée. Au-delà d'un certain diamètre de fils voisin de 0,30 à 0,40 mm, les grillages, trop rigides, deviennent difficiles à mettre en place.

En 1990, au C.H.U. de Hautepierre, El-Helou [BONN93, El-H90] s'est intéressé à l'évolution du liseré radio-transparent existant sur les radiographies à l'interface ciment-os au cours d'une étude rétrospective comparative de deux ciments acryliques (CMW® 1, Palacos® avec Gentamycine), avec et sans grillage métallique en Toilinox, dans le cas d'une cupule en polyéthylène UHMWPE chez 115 patients souffrant de coxarthrose primitive ou secondaire, sans protrusion importante, et opérés de la hanche entre 1984 et 1986. Ce liseré a été étudié en suivant la classification de Delee et Charnley en 3 zones (figure 1-9). Les radiographies ont été prises en post-opératoire immédiat, à 1 an de recul et au dernier recul. Dans tous les cas, le ciment était mélangé à la main puis pressurisé dans l'acetabulum au moyen d'un chasse-prothèses. El-Helou a constaté que bon nombre de radiographies précoces et tardives de cupules avec grillage ne montraient pas de grillage en zone I. L'examen anatomique de 2 pièces provenant d'un descellement au cours de l'intervention, changées immédiatement, a confirmé l'absence de grillage dans cette zone. La couche de ciment en zone I était également trop mince et parfois même inexistante. El-Helou a attribué l'absence de grillage en zone I à la technique opératoire : la mise en place de la prothèse est réalisée au moyen d'un chasse-prothèse. L'effort exercé, de bas en haut, de latéral vers médial et d'avant en arrière, associé aux différents mouvements de rotation pour mettre en place la cupule et aux éventuels coups de marteau pour la caler dans la cavité acétabulaire, font vraisemblablement glisser le grillage et le ciment en dedans et en arrière.

Pour éviter le glissement du ciment et du grillage hors du quadrant antéro – supéro - latéral, El-Helou a proposé de fixer industriellement le grillage à la cupule en polyéthylène. Il a conclu que le comportement du ciment avec grillage était meilleur que celui du ciment sans grillage puisqu'il est associé à une moindre fréquence aux facteurs à haut risque (épaisseur du liseré supérieure à 2 mm, liseré restant évolutif 6 mois après l'opération, liseré continu s'étendant au moins sur 2 zones), à l'exception du facteur progression qui semble être similaire dans les 2 groupes. El-Helou a envisagé la possibilité que le grillage gêne la visualisation radiographique d'un liseré existant. Il a également constaté l'effet favorable du grillage sur la **réhabilitation osseuse du ciment acrylique acétabulaire**.

En 1998, Debraeve [DEBR98] a étudié l'amélioration des caractéristiques thermiques et mécaniques du ciment acrylique renforcé par un grillage. Dans sa modélisation aux éléments finis en 2 D sur Ansys, il a utilisé deux types d'armatures assimilées à des coques d'épaisseur équivalente, et a étudié l'influence de différents paramètres comme le type de grillage utilisé, sa position au sein du ciment et l'épaisseur de ce dernier sur la température maximale atteinte à l'interface os-ciment. Puis il a effectué des essais de traction, flexion et fatigue sur des éprouvettes dans le but de déterminer la position optimale du grillage améliorant le comportement du ciment en traction et à long terme. Il a également rappelé que l'on doit tenir compte de tous les facteurs et non pas se contenter d'améliorer une propriété au détriment des autres.

Les deux grillages utilisés étaient :

- ◆ le grillage en acier inoxydable – ASTM F 138-86 Grade 2, avec un diamètre de fils de 0,28 mm et une ouverture nominale de maille 0,455mm dans les deux sens, posé au fond de la cavité acétabulaire et désolidarisé de la cupule. Le FDCG (figure 1-19) est fabriqué à partir de ce tissu métallique.
- ◆ le grillage de la cupule S.K.H. (figure 1-17), en acier inoxydable avec un diamètre de fils de 0,8 mm et une ouverture nominale de maille 3 mm dans les deux sens, placé à mi-hauteur environ de la couche de ciment et solidaire de la cupule en polyéthylène par l'intermédiaire d'un anneau métallique périphérique.

Lors de la modélisation aux éléments finis, 6 simulations ont été réalisées :

1. grillage SKH au centre de l'épaisseur de ciment avec cupule couplée ; ciment ép. 5 mm,
2. grillage FDCG à 1 mm de l'os avec cupule simple, ciment épaisseur 3 mm,
3. ciment épaisseur 3 mm avec cupule simple, sans grillage,
4. grillage FDCG au contact de l'os, avec cupule ; ciment épaisseur 3 mm,
5. ciment épaisseur 6 mm avec cupule simple, sans grillage,
6. grillage plus épais que le SKH placé au centre et couplé à une cupule ; ciment ép. 4 mm.

De cette étude thermique, Debraeve tire les conclusions suivantes :

- ◆ dans la simulation 1, la grande quantité de chaleur développée est en partie évacuée par le grillage solidaire de la cupule. La température de l'interface os-ciment reste égale à 63°C ;
- ◆ les simulations 2 et 3 donnent des résultats similaires, la légère différence provenant de la position du grillage à proximité de l'os, qui déplace le flux thermique vers la surface de l'os ; dans la simulation 4 le flux thermique maximum traverse directement l'interface et la température est égale à 68°C ;
- ◆ dans les simulations 1 et 2, le volume de métal engagé dans le phénomène de conduction est trop faible pour conduire à lui seul à une température inférieure au seuil critique. Debraeve suggère de réduire l'épaisseur du ciment pour limiter la quantité de chaleur dégagée ;
- ◆ les simulations 3 et 5 montrent que la température croît vite avec l'augmentation de l'épaisseur du ciment. La quantité de chaleur évacuée vers l'extérieur en un temps donné est limitée par les capacités calorifiques, les conductivités thermiques et les coefficients de convection des matériaux avoisinants ;
- ◆ le grillage ne permet de réduire la valeur maximale de la température que s'il peut l'évacuer vers l'extérieur. S'il est simplement noyé dans le ciment, la dissipation de chaleur s'effectue essentiellement vers la cavité osseuse (dans le cas d'une cupule en polyéthylène) ;
- ◆ Les rivets utilisés pour l'assemblage du grillage épais dans le cas de la cupule S.K.H. ne doivent en aucun cas venir en butée contre l'os, car du fait de la conductivité élevée de l'acier, la température serait aussi élevée à l'interface qu'au niveau du rivet lui-même ;
- ◆ Le profil de la cupule en polyéthylène comporte plusieurs rainures qui conduisent à une augmentation locale de l'épaisseur du ciment de plus de 3 mm. C'est généralement à ces endroits que l'os atteint ses températures maximales dans les simulations utilisant les deux types de cupules.

Debraeve conclut que la configuration de la simulation 2 conduit à des températures plus faibles tout en étant au-dessus du seuil critique de coagulation des protéines. Il propose de :

- ◆ donner une ouverture sur l'extérieur au grillage,
- ◆ diminuer l'épaisseur de ciment ainsi que les rainures dans les cupules en polyéthylène,
- ◆ d'éviter tout contact ou tout rapprochement excessif d'une partie métallique avec l'os.

Il constate également qu'il est difficile de faire le rapprochement entre les liserés observés sur les clichés post-opératoires et les zones de fortes températures. La température n'est peut être pas le seul phénomène conduisant à la formation de ces liserés et à la détérioration des tissus osseux. Le monomère résiduel relargué par le ciment peut également endommager les tissus. Une étude plus poussée dans ce sens permettrait de prendre en considération tous les facteurs avant de choisir une solution optimale.

Dans l'étude mécanique, les éprouvettes ont été soumises à des essais de traction pure, de flexion 3 points et à des cycles de fatigue. Debraeve a également observé le faciès de rupture afin d'analyser l'adhérence ciment-armature. Les essais de traction ont été réalisés conformément à la norme NF T 51-034, relative à la détermination des caractéristiques en traction des polymères thermoplastiques et thermodurcissables chargés ou non, renforcés ou non, souples ou rigides, sur machine de traction DARTEC. La série était constituée d'éprouvettes coulées dans des moules en aluminium (afin de faciliter le démoulage) :

- ◆ de section 15 mm x 5 mm avec grillage épais au centre,
- ◆ de section 15 mm x 3 mm avec grillage fin au centre,
- ◆ de section 15 mm x 5 mm pour le ciment seul,
- ◆ de section 15 mm x 3 mm pour le ciment seul.

Debraeve a constaté la rupture nette des éprouvettes de ciment seul. Dans les éprouvettes renforcées par un grillage SKH, le ciment cédait bien avant le grillage. Lors d'un renforcement avec ce grillage, il n'y a pas d'adhérence entre le ciment et l'armature et il se produit un glissement entre les deux matériaux, la rupture se produisant à tour de rôle pour chacun des matériaux.

Dans le cas d'un ciment renforcé par le grillage FDCG, le ciment et le grillage restent solidaires et la contrainte de même que l'allongement à la rupture sont augmentés.

Les essais de flexion 3 points (figure 1-14) ont été conduits avec des éprouvettes 90 mm x 25 mm x 5 mm sur une machine d'essai DARTEC avec un montage réalisé lors d'un précédent projet de fin d'études (PFE). Les essais de fatigue, en déplacement imposé variable de 4 à 6 mm et de fréquence 4 Hz, avec un chargement de 0,17 kN, ont été réalisés avec la machine d'essai DARTEC et avec le montage réalisé lors d'un précédent PFE. Une très nette amélioration du comportement à la traction par flexion et en fatigue est observée pour l'éprouvette ayant le grillage fin à proximité du côté tendu de l'éprouvette.

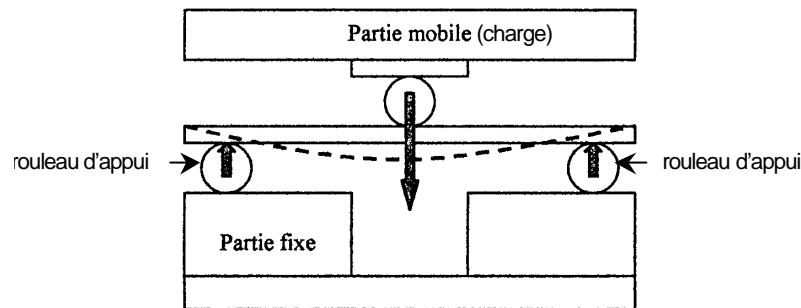


figure 1-14: montage de flexion 3 points - schéma de principe [DEBR98]

Debraeve suggère de vérifier s'il y a moins de débris d'usure avec l'utilisation d'un grillage fin « en surface », même si là, la qualité de l'ancrage intervient pour beaucoup. Il s'est également intéressé à la variation de volume du ciment lors de sa polymérisation et a constaté que le retrait ne se répercutait que très faiblement sur l'épaisseur de la couche de ciment, celle-ci étant très faible par rapport à la surface. Le retrait n'apparaissait que sur les « flancs » des éprouvettes.

En 1999, Van Hille, Bonnomet et al. [VAN H99, BONN01-1] ont procédé à une analyse clinique et radiographique à plus de 7 ans d'une série consécutive et homogène de 118 arthroplasties primaires totales de hanches cimentées avec le système modulaire S.K.H. – S.K.S. de juin 1990 à juin 1991 au C.H.U. de Hautepierre. La cupule en polyéthylène était articulée sur une tête fémorale en céramique de 28 mm de diamètre. 97 hanches chez 91 patients ont été analysées. Les pathologies regroupaient 79 coxarthroses, 1 fracture du col du fémur, 11 nécroses aseptiques de la tête fémorale et 6 maladies rhumatismales. Le descellement définitif de l'implant acétabulaire s'est produit en moyenne à 4,3 ans (1,3 à 6,5 ans), alors que dans la littérature, le descellement acétabulaire est généralement peu fréquent durant les 7 premières années. Dans l'exemple de cas donné ci-dessous (figure 1-16), le descellement par rotation de la cupule est observé sur le cliché effectué à 4 ans, juste avant la reprise. La radiographie postopératoire (figure 1-15) montre que la cupule est accrochée au bord latéral osseux.

figure 1-15 : radiographie postopératoire [VAN H99]



figure 1-16 : cliché à 4 ans, avant la reprise [VAN H99]



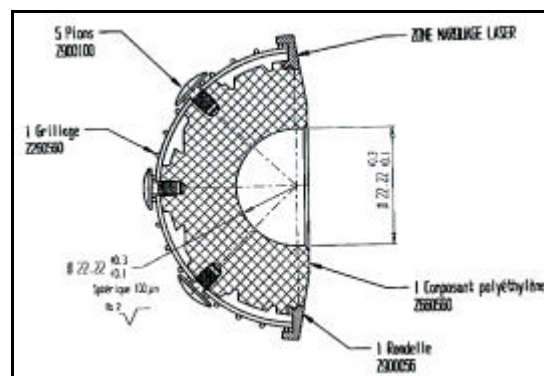
Les caractéristiques techniques de la cupule S.K.H. sont les suivantes (figure 1-17 et figure 1-18) :

- ◆ grillage métallique tissé en acier inoxydable constitué de fils \varnothing 0,8 mm et à mailles carrées 3 mm x 3 mm fixé sur un anneau métallique entourant la cupule,
- ◆ pions métalliques de 1,65 mm de hauteur environ à partir du nu de l'armature,
- ◆ cupule en polyéthylène UHMWPE de diamètre intérieur 22 ou 28 mm et de diamètre extérieur variable de 44 à 60 mm. Sa surface extérieure est rainurée.

figure 1-17 : cupule SKH



figure 1-18 : cupule SKH - coupe



Le ciment utilisé était du CMW ® 1 de viscosité standard au droit de l'acetabulum et du CMW ® 3, à basse viscosité pour le fémur. Le ciment CMW ® 1 était introduit à la main sans système de pressurisation.

Le tableau suivant (tableau 1-1) donne la répartition, mesurée par Van Hille en pourcentage du nombre de cupules de la série, de l'épaisseur de ciment autour de la cupule S.K.H. en 4 points (figure 1-9) délimitant les zones I, II et III. Seule la quantité de ciment située à l'extérieur du grillage était mesurable.

tableau 1-1 : répartition de l'épaisseur du ciment autour de la cupule [VAN H99]

Point	Epaisseur de ciment			
	< 3 mm	3 à 5 mm	< 5 – 10 mm	> 10 mm
A	18,5%	60%	20,5%	1%
B	11,4%	65%	23,6%	0%
C	4%	35%	57,8%	3,2%
D	5,2%	52,5%	34%	8,3%

Le diamètre de l'implant, son inclinaison, le centre de rotation prothétique (distant de 5 mm ou plus du centre de rotation idéal dans 26 cas, CRD ascensionné dans 11 cas), la présence préopératoire de géodes au niveau du toit de l'acetabulum n'étaient pas des facteurs radiologiques prédictifs du descellement acétabulaire. De même, les facteurs tels que le poids, le sexe, l'âge, l'étiologie, l'activité du patient ou l'expérience du chirurgien n'étaient pas non plus des facteurs prédictifs du descellement acétabulaire.

Van Hille a observé une relation significative entre la présence d'un liseré postopératoire en zone I et la survenue d'un descellement aseptique définitif de l'implant S.K.H.

Pour lui, ce facteur prédictif traduit probablement plus une origine mécanique du descellement par défaut d'ancrage primaire qu'un descellement biologique par résorption osseuse. Ses arguments sont les suivants :

- ◆ la précocité de survenue du descellement définitif par mobilisation de l'implant plaide en faveur d'une cause mécanique ;
- ◆ la rareté des lésions ostéolytiques acétabulaires chez les patients présentant un descellement acétabulaire ainsi que le taux d'usure du polyéthylène sur l'ensemble de la série (0,1 mm/an) ne plaide pas non plus en faveur d'un mécanisme biologique de descellement ;
- ◆ l'aspect macroscopique d'une des cupules lors de la reprise chirurgicale se caractérisait par la présence de l'intégralité du manteau de ciment moulé autour de la cupule. Le ciment semblait n'avoir jamais réellement adhéré à l'os.

Van Hille a recherché les causes éventuelles de la survenue de ces liserés précoces et essayé d'expliquer leur rôle prédictif dans la survenue du descellement :

- ◆ l'épaisseur de ciment étant assez importante (tableau 1-1), il n'exclut pas une origine thermique des liserés initiaux par nécrose osseuse, même si la rareté des liserés initiaux (au nombre de 15) constatée dans les zones II et III où l'épaisseur de ciment était la plus importante (5 à 6 mm en moyenne) a tendance à réfuter cette théorie;
- ◆ l'implantation de ce modèle de cupule peut se révéler délicate. Les différences d'épaisseur de ciment relevées, en moyenne de 2 mm entre la zone I et la zone III du même acetabulum pourraient traduire la difficulté à assurer une pression de cimentage suffisante lors de la polymérisation du ciment, procurant ainsi un micro-ancrage primaire insuffisant et la présence d'un liseré postopératoire. Le cimentage [BONN01-1] était manuel et aucune pression n'était exercée sur le ciment avant mise en place de la cupule. De plus, le porte-cupule, seul dispositif de pressurisation, assure des pressions non uniformes et décroissantes de l'apex vers la périphérie de la cupule.

La difficulté à exercer une pression suffisante [VAN H99] sur le ciment pourrait s'expliquer par :

- ◆ le dessin de l'implant qui présente un anneau périphérique sur lequel est fixé le grillage. Le rebord de cet anneau (figure 1-17) peut accrocher la partie latérale du toit de l'acetabulum (figure 1-15), ce qui verticalise la cupule et empêche son impaction au fond de la cavité acétabulaire. L'analyse de l'angle d'inclinaison de la cupule sur la radiographie postopératoire de face renforce cette hypothèse puisque 76% des implants présentaient un angle d'inclinaison supérieur à 41° et 34% un angle supérieur à 50°. Van Hille souligne cependant qu'il n'a pas trouvé de relation significative entre l'angle d'inclinaison de l'implant et la survenue d'un descellement aseptique.
- ◆ la technique de cimentage : une dose de ciment est déposée au fond de l'acetabulum pendant la phase de gel (lorsque le ciment ne colle plus au gant), puis la cupule est présentée à l'aide du porte-cup, et après vérification de sa bonne orientation, une pression manuelle continue est appliquée jusqu'à durcissement du ciment. Cette technique couramment utilisée n'est peut être pas suffisante pour assurer une pression correcte sur le ciment avec ce modèle de cupule.

Le diamètre trop important de l'armature pourrait être préjudiciable en présence d'un liseré initial en zone I en favorisant la progression du liseré par excès de rigidité du ciment.

L'ensemble des résultats de la série et l'étude de la littérature a conduit Van Hille à proposer :

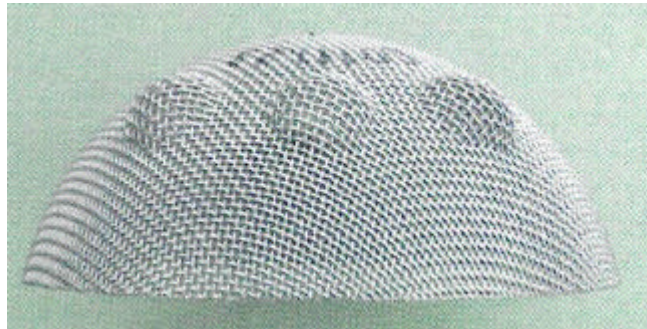
- ◆ un changement du type de ciment utilisé dans l'acetabulum et dans le fémur en ayant recours à des ciments plus performants. Depuis 1996, le ciment Palacos® est utilisé au service d'Orthopédie du C.H.U. de Haute-pierre ;
- ◆ une amélioration de la technique de mise en place du ciment visant essentiellement à améliorer la mise sous pression ;
- ◆ une modification du renfort métallique de l'implant acétabulaire, en procédant à une analyse thermique et mécanique plus poussées ;
- ◆ une amélioration de la technique de cimentage fémoral par l'utilisation d'un système d'injection rétrograde (i.e. de bas en haut) avec pressurisation suffisante ;
- ◆ une vigilance accrue au vu des données publiées dans la littérature sur les risques d'abrasion et de corrosion du titane de la tige fémorale en présence de ciment.

L'utilisation de têtes fémorales en alumine a été abandonnée au profit de têtes en zircone suite à la survenue de 4 fractures de la tête en alumine.

La fabrication de cet implant a été cessée.

En pratique, à un recul d'environ 12 ans pour les ciments acétabulaires armés d'une Toilinox et de 8 ans environ pour ceux renforcés par un FDCG (figure 1-19), Henky n'a constaté aucune reprise pour descellement aseptique de cupules scellées avec un ciment renforcé par un de ces deux types de grillage. Le ciment utilisé pour la fixation des cupules est du CMW® de viscosité standard : ce choix est dicté par la difficulté à exercer une pression suffisante sur un ciment trop liquide dans la cavité acétabulaire. Lors de sa mise en place au doigt, ce ciment est poussé à travers les mailles du grillage placé au fond de l'acetabulum et comprimé avec une contrainte manuelle maximale, y compris au droit des plots d'ancrage, puis impacté (cette impaction s'apparente un peu à la vibration d'un béton lors de sa mise en place : sa viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement augmente). Le ciment s'écoule alors plus facilement à travers les mailles du grillage (et peut-être dans les interstices osseux) de façon à remplir le moule osseux de manière satisfaisante et à assurer un enrobage correct des armatures.

figure 1-19 : « fond de cotyle grillagé » (Centerpulse, Etupes, France)



Henry a constaté au cours d'une reprise pour descellement fémoral une réhabilitation osseuse du grillage aux endroits où le ciment n'avait pas traversé les mailles de l'armature. Cet ancrage secondaire solide avait rendu l'extraction du ciment difficile.

Concernant les armatures, Henry pense que l'armature en Toilinox placée en périphérie évite l'effritement du ciment. Il émet l'idée que les plots métalliques de la cupule S.K.H. ne permettent pas de comprimer le ciment dans l'acetabulum dès lors qu'ils arrivent en butée contre l'os. Henry préférerait que le FDCG soit plus souple pour qu'il s'adapte mieux à la forme de la cavité acétabulaire. 4 plots d'ancrage sont réalisés avant la mise en place d'un « fond de cotyle grillagé », dont 1 en zone III vers l'ischion, là où le ciment travaille à l'arrachement. Les bossages (figure 1-19) de ce grillage n'intègrent pas toujours les trous d'ancrage forés dans le support osseux à l'aide du gabarit.

Cette constatation a également été faite par Bonnomet. Nous avons observé, lors de la mise en place à l'automne 2001 d'un FDCG sur une pièce anatomique (hémibassin droit) qui avait été conservée dans du formol, qu'il a été difficile de retirer le grillage, dont les bossages étaient décalés par rapport aux trous d'ancrage, de la cavité acétabulaire afin de rectifier sa position. Ces bossages sont destinés à augmenter l'ancrage et à bloquer en rotation le grillage dans l'acetabulum (Centerpulse). Pour bloquer l'armature lors de la mise en place du ciment et de la prothèse, Henry tronque la partie inférieure du grillage sur 1 ou 2 mm de telle manière qu'il vienne buter en zone III. Pour lui, les bossages sont inutiles. Un diamètre de « fond de cotyle grillagé » légèrement inférieur à celui de la dernière fraise utilisée faciliterait sa mise en place.

A un recul d'environ 4 ans pour les ciments de scellement des cupules renforcés par un FDCG, Bonnomet n'a constaté aucun descellement aseptique.

A un recul d'environ 16 ans pour les ciments acétabulaires renforcés par une Toilinox et de 5 à 6 ans environ pour ceux armés d'un FDCG, Vidal n'a constaté aucun descellement des cupules fixées avec un ciment renforcé par de la Toilinox. Des cas de reprise, pour infection ou pour luxation itérative, de cupules scellées avec un ciment renforcé par un « fond de cotyle grillagé » ont été observés. Le ciment utilisé est du CMW® basse viscosité appliqué à la seringue dans le fémur et au doigt dans la cavité acétabulaire lorsqu'il a pris une certaine viscosité tout en restant suffisamment souple.

Sur les clichés réalisés en postopératoire (3 jours après l'intervention), Vidal a observé l'absence de liseré lorsque le grillage était à proximité de l'os. Ce liseré apparaît dès les premiers jours lorsqu'une épaisseur de ciment trop grande (par exemple de 1 cm) sépare le grillage de l'os (cas d'un grillage trop vertical, par exemple).

Henky a fait la même constatation. Il envisage cependant la possibilité que la présence du grillage à proximité de l'interface ciment – os ne permette pas la visualisation d'un éventuel liseré à cet endroit.

Vidal estime qu'un grillage joue un rôle dans :

- ◆ la résistance mécanique du ciment,
- ◆ le retrait du ciment,
- ◆ la répartition des températures : l'armature homogénéiserait et/ou diminuerait la température à l'interface os – ciment,
- ◆ la réhabilitation osseuse, aux endroits où le ciment ne traverse pas le grillage.

Il lui paraît important que le grillage soit à proximité de l'os (pas d'espace trop important entre grillage et support osseux) et que le ciment traverse les mailles de l'armature. Or, le grillage de la cupule S.K.H. est noyé dans le ciment. Il n'est pas au contact direct de l'os. Le « fond de cotyle grillagé » est plus simple à mettre en place que la Toilinox. Il est possible de le modeler pour qu'il s'adapte aux contours de la cavité osseuse.

La répartition des armatures est plus homogène également : lors de la mise en place de la Toilinox, 3 épaisseurs de grillage peuvent être superposées.

Le « fond de cotyle grillagé » semble donner de meilleurs résultats que le grillage SKH, mais le recul est encore insuffisant pour savoir si un tel grillage prolonge la durée de vie d'une cupule en polyéthylène cimentée. Morscher [MORS84] affirme qu'un recul de 8 à 10 ans est nécessaire pour apprécier le bénéfice d'un moyen de fixation des composants acétabulaires par rapport à un autre.

CHAPITRE 2

MATERIAUX

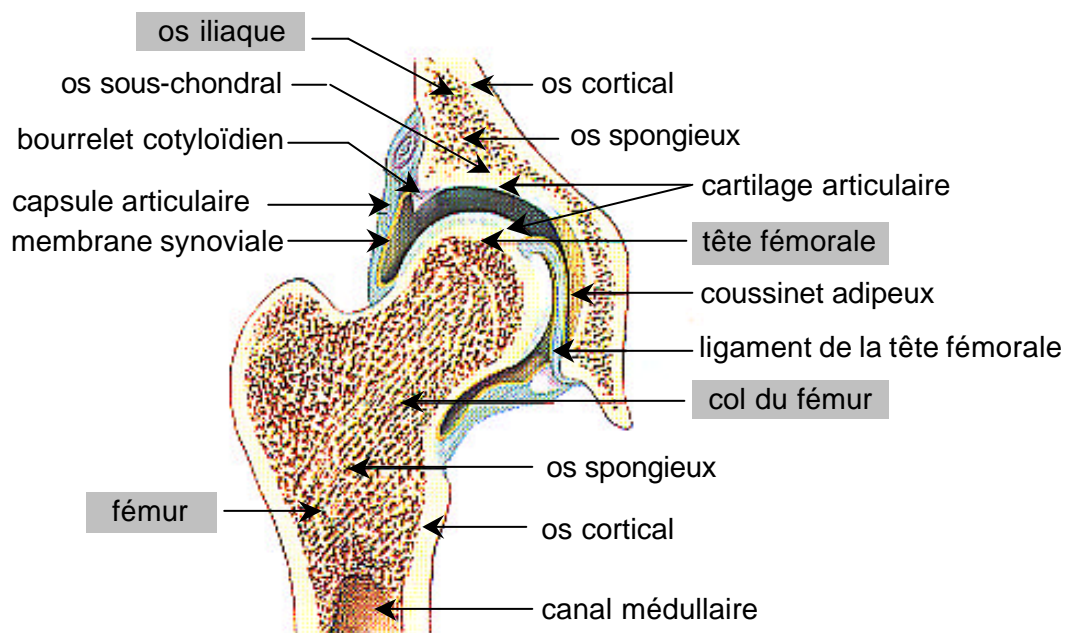
Dans le chapitre premier, nous avons recensé les affections pouvant conduire à une reconstruction de l'articulation de la hanche, de même que les solutions apportées au cours du temps pour soulager les patients d'une douleur invalidante et restaurer la fonction articulaire. Nous allons maintenant nous intéresser à la composition, la structure, les propriétés thermiques et mécaniques des matériaux constitutifs du système os du bassin – ciment - grillage – cupule.

2.1 - LA HANCHE

2.1.1 - Les formes

Dans l'articulation naturelle de la hanche, ou articulation coxofémorale, la tête du fémur et l'acetabulum sont rendus solidaires par le ligament de la tête fémorale, la capsule articulaire (figure 2-1) qui ferme l'articulation et assure son étanchéité, et les muscles [FICA87].

figure 2-1 : coupe frontale de l'articulation coxofémorale [LARO02]



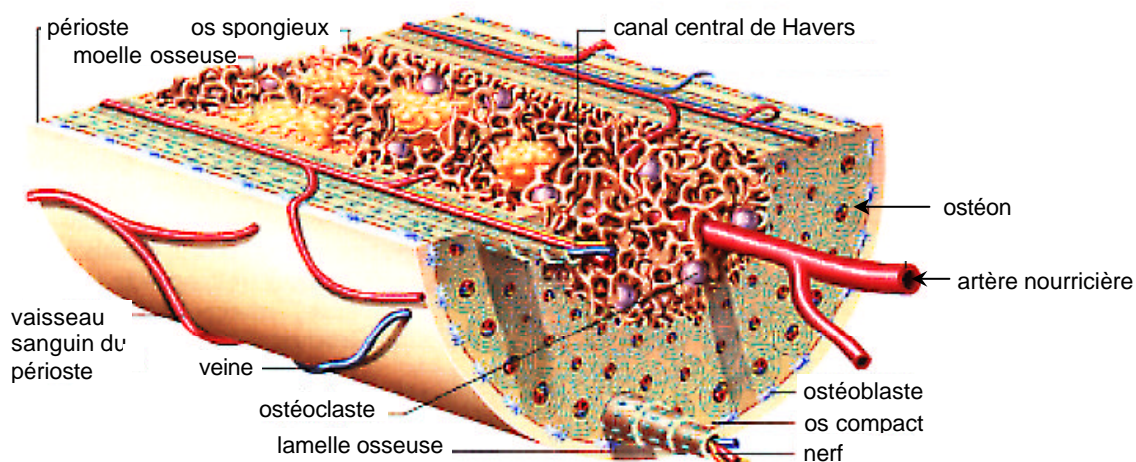
2.1.2 - Les structures

2.1.2.1 - Les os

Les os, tissus humains durs, sont des composites organiques / céramiques [SUCH98] contenant essentiellement du phosphate de calcium (69% en poids) sous forme de cristaux d'hydroxyapatite et de phosphate de calcium amorphe, des fibres de collagène (20% en poids) et de l'eau (9%), avec des niveaux multiples d'organisation et d'excellentes propriétés mécaniques. D'autres matières organiques, telles que les protéines, les polysaccharides et les lipides, sont également présentes en faibles quantités. Le réseau de microfibrilles de collagène, dont le diamètre varie de 100 à 2.000 nm, constitue la matrice. Les cristaux d'hydroxyapatite (environ 40 à 60 nm de longueur, 20 nm de largeur et 1,5 à 5 nm d'épaisseur), sous la forme de plaques ou d'aiguilles, sont déposés sur les microfibrilles de collagène, parallèlement à celles-ci, de manière que la dimension la plus grande des cristaux coïncide avec celle de l'axe longitudinal des fibres.

L'os est entouré d'une membrane richement innervée et vascularisée (figure 2-2) : le périoste [LARO02]. Sous celui-ci, se trouve une couche de tissu osseux semblable à de l'ivoire : l'os cortical, compact et de densité élevée [SUCHA98], à cellules fermées et à structure lamellaire, correspondant aux régions de contraintes élevées. Les lamelles osseuses sont disposées en systèmes de Havers, ou ostéons, centrés sur le canal de Havers.

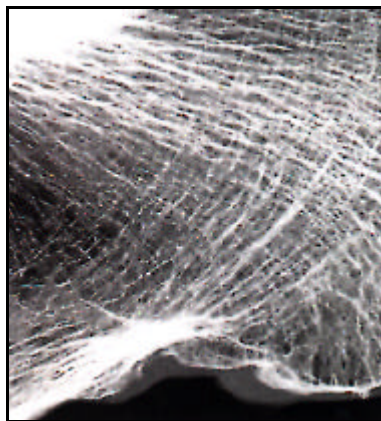
figure 2-2 : coupe de l'os [LARO02]



En dessous de l'os cortical, le tissu osseux devient beaucoup moins dense. C'est l'os spongieux, ou trabéculaire, à cellules ouvertes et de structure filaire (figure 2-3 : trabécules) se développant dans les zones soumises à de faibles contraintes, dont la trame contient la moelle osseuse. L'os sous-chondral, c'est-à-dire situé sous le cartilage articulaire, a une structure et des propriétés mécaniques voisines de celles de l'os cortical.

La morphologie de l'os reflète [BOMB82], entre autres, la différence entre la fonction des ostéoblastes (figure 2-2) et celle des ostéoclastes, les premiers étant responsables de la construction osseuse et les seconds de la résorption osseuse. Une contrainte d'intensité normale produit une déformation élastique de l'os. Bombelli fait l'hypothèse que cette contrainte est à l'origine de l'équilibre dynamique existant entre l'activité des ostéoblastes et celle des ostéoclastes. Pour chaque os d'une personne adulte en bonne santé il existe une contrainte optimale pour laquelle la construction et la destruction osseuses sont dans un état d'équilibre fluctuant, c'est-à-dire que le renouvellement de l'os est régulier. En réponse à un accroissement ou à une diminution de la contrainte, l'os augmente ou réduit la fonction métabolique. Lorsque la contrainte augmente, il se produit d'abord une stimulation de l'activité des ostéoblastes pouvant conduire à une ostéosclérose. Une contrainte excessive peut susciter, en produisant une stimulation des ostéoclastes, la formation de kystes voire l'effondrement de l'os. Inversement, la réduction de la contrainte se traduit par une ostéoporose, probablement due à la diminution de l'activité ostéoblastique ou à l'accroissement de l'activité des ostéoclastes. Plusieurs recherches ont montré que l'orientation et la distribution de la densité de l'os trabéculaire (figure 2-4) et de l'os cortical [HUIS80, SUCHA98] coïncident avec les exigences de structure et permettent de résister de manière optimale aux contraintes supportées par l'os en charge.

figure 2-4 : organisation de l'os spongieux [LARO02] en travées plus ou moins courbes (trabécules) suivant la trajectoire des contraintes principales

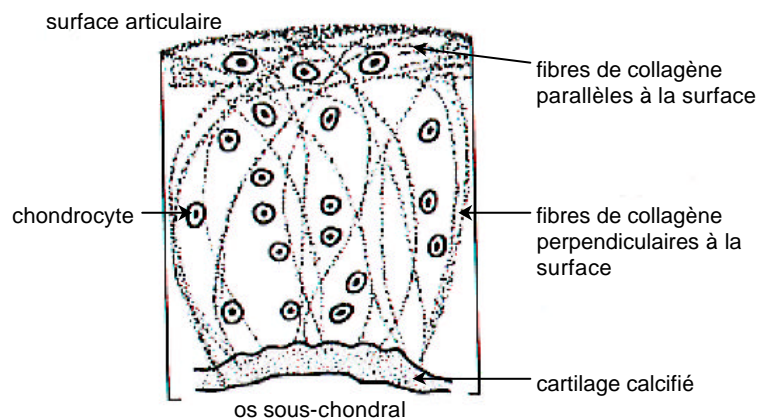


A partir de ces observations [HUIS80], la loi de Wolff, énonçant que la croissance de l'os est fonction de la distribution des contraintes (ou des déformations) dans l'os, a été établie. Pour toutes ces raisons, il est essentiel de ne pas modifier, lors de la reconstruction de l'articulation coxo-fémorale, le schéma des contraintes d'intensité normale appliquées à la hanche naturelle. Selon Huiskes [HUIS80], une part au moins du remodelage osseux consécutif à une arthroplastie est due à l'importante modification du schéma de contraintes dans l'os.

2.1.2.2 - Le cartilage articulaire

Le cartilage hyalin [FICA87] qui recouvre les surfaces articulaires (figure 2-1) est un tissu constitué de cellules, ou chondrocytes, de fibres de collagène et d'une substance fondamentale, contenant de l'eau (70%), des sels de sodium et des protéoglycanes synthétisés par les chondrocytes. Sa structure (figure 2-5) est un peu particulière. Elle est constituée d'une couche superficielle, dite de glissement, d'une couche moyenne de transition et d'une couche interne de cartilage calcifié reposant sur la lame osseuse sous-chondrale. Les fibres de collagène qui partent de là sont perpendiculaires à la surface dans la couche moyenne puis s'incurvent pour devenir parallèles à la surface articulaire.

figure 2-5 : cartilage articulaire [GARB87]



Ancré dans l'os sous-chondral [FICA87], le cartilage hyalin (figure 2-5) assure le glissement des surfaces articulaires, dont le coefficient de frottement est compris entre 0,003 et 0,015, ainsi que la transmission, la répartition des contraintes dans les zones de contact et l'amortissement des chocs. C'est grâce aux propriétés de déformabilité du cartilage [BESN95] que les deux surfaces articulaires peuvent entrer en contact étroit sur une surface étendue. L'épaisseur du cartilage peut varier du simple au double en fonction de l'activité. Le cartilage est renforcé dans son rôle d'amortisseur de chocs [FICA87] par une participation de toutes les structures.

Film synovial, cartilage, tissu spongieux et corticales constituent un ensemble de résistance croissante pour répartir progressivement les contraintes de compression et de traction, amortir les vibrations et absorber les chocs. De même, le manchon capsulo-ligamentaire et les muscles ont un rôle de freinage dans l'absorption dynamique des chocs.

Le cartilage a aussi un rôle de protection de l'os adjacent. Pour Cameron [CAME96], une ostéolyse focale n'est pas une maladie du polyéthylène, ni une maladie du ciment ou de particules, c'est une maladie de l'accès du liquide synovial à l'os non protégé de l'acetabulum ou du fémur. Les géodes, ou les kystes arthritiques, se produisent en l'absence d'implant. Ils se forment à la suite de l'exposition de l'os au liquide synovial due à la perte du cartilage articulaire. Sous l'effet des forces hydrauliques, le fluide pénètre dans l'os, créant un kyste expansif. Dans ce cas, le patient ne ressent aucune douleur, ne réduit pas son niveau d'activité et le kyste continue de croître. Le rôle des particules de polyéthylène est de provoquer une surproduction de liquide synovial de pression élevée.

Le cartilage se régénère faiblement [FICA87] et, quand il est détruit, c'est du tissu fibreux qui le remplace. Le vieillissement du cartilage est caractérisé par une diminution de l'activité des chondrocytes. Le cartilage perd alors son élasticité et se charge en sels de calcium.

Au niveau du toit acétabulaire, la pression exercée par la tête fémorale est la plus élevée. C'est là que le cartilage est le plus épais [KAPA02] sur la tête fémorale et sur le croissant articulaire.

Le cartilage du croissant articulaire de l'acetabulum est retiré par le chirurgien au cours d'une arthroplastie totale de la hanche. Il est remplacé par l'ensemble ciment – cupule qui devrait avoir les mêmes propriétés d'amortissement structural des chocs et de déformabilité améliorant la congruence des surfaces articulaires en regard.

2.1.2.3 - La synoviale

Soutenue par le manchon capsulo-ligamentaire [FICA87], elle tapisse l'intérieur de la capsule articulaire (figure 2-1) et assure la lubrification des surfaces articulaires, grâce à la sécrétion du liquide synovial, ainsi que l'évacuation des produits d'usure. Le liquide synovial est un fluide non newtonien et thixotropique : sa viscosité, et donc le coefficient de frottement, diminuent lorsque la vitesse des mouvements augmente.

Une pseudo-capsule se reconstitue dans les semaines qui suivent l'intervention chirurgicale, avec apparition d'une synoviale.

2.1.3 - Structure de l'os coxal

La structure de l'os coxal (figure 2-1) est du type "sandwich" [DAL95] avec une enveloppe d'os cortical (module d'Young $E \approx 17\,000$ MPa, coefficient de Poisson $\nu = 0,3$, épaisseur variable des coques de 0,7 à 3,2 mm environ) et sous-chondral denses ($E \approx 186$ à $2\,155$ MPa, $\nu = 0,3$), et un noyau spongieux moins résistant ($E \approx 1$ à 132 MPa, $\nu = 0,2$) environ, les valeurs données à titre d'exemple ayant été déterminées par Dalstra et al. à partir de pièces anatomiques par des essais mécaniques de compression et des mesures de densitométrie.

Du point de vue mécanique [HUIS87, DAL95], une telle structure est utilisée pour combiner une résistance élevée à un faible poids, l'os spongieux étant simplement destiné, selon Huiskes, Dalstra et al., à maintenir l'espace entre les deux coques d'os cortical. L'os sous-chondral acétabulaire fonctionne comme une membrane qui transmet directement les efforts à l'os cortical du pelvis. **Lorsqu'il est retiré [HUIS87], la rigidité structurelle de l'acetabulum est considérablement réduite.**

La valeur du module d'Young de l'os sous-chondral (épaisseur ≈ 1 mm) est nettement inférieure au droit du toit acétabulaire, zone de déformabilité, qu'au droit des cornes antérieure et postérieure. Le module d'Young de l'os spongieux diminue au fur et à mesure que l'on s'éloigne de l'os sous-chondral. On peut penser que l'épaisseur des coques corticales varie de manière à optimiser la rigidité à la flexion - fonction du module d'Young, du moment d'inertie et du coefficient de Poisson - de cette structure.

Bien que l'os sous-chondral travaille essentiellement en traction, sa forme ressemble d'avantage à celle d'une voûte de décharge, alors que la forme optimale d'un tirant est plutôt rectiligne. Sachant par ailleurs que le toit de l'acetabulum est une zone de déformabilité (§ 2.1.4), on peut se demander si les trabécules de l'os spongieux ne servent pas aussi à haubaner l'os sous-chondral, à le suspendre aux coques d'os cortical de manière à lui conserver sa forme de croissant inscrit dans une hémisphère.

Du fait de la structure « sandwich » de l'os iliaque [DAL95], les contraintes de compression transmises pendant la marche dans l'os cortical (15 à 20 MPa) de la hanche naturelle sont environ 50 fois plus importantes que celles dans l'os spongieux sous-jacent (0,3 à 0,4 MPa) en appui monopodal. L'os spongieux situé au-dessus de l'acetabulum est faiblement sollicité dans les conditions physiologiques naturelles [KOB94, PED82].

Dans une étude aux éléments finis, Vasu et al. [VASU82] ont montré que la direction des contraintes principales dans l'acetabulum sain coïncide avec les orientations principales des trabécules. Il a également été montré expérimentalement que l'os sous-chondral a une meilleure résistance à la torsion que l'os spongieux [PEDER82].

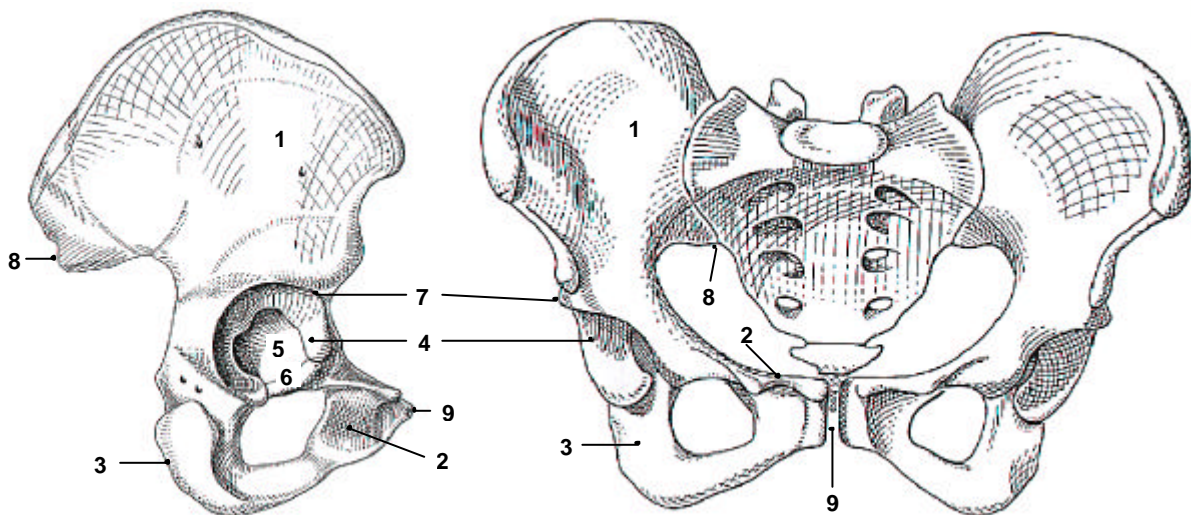
2.1.4 - Biomécanique de l'acetabulum

L'articulation de la hanche est une énarthrose à trois degrés de liberté [BESN95] dont la grande stabilité est assurée par l'anatomie des surfaces articulaires et par les éléments capsulo-ligamentaires (figure 2-1).

Selon Teinturier et al. [TEIN84], les données anatomiques et les travaux de nombreux chercheurs ne permettent en rien d'assimiler cette articulation à une rotule mécanique :

- ◆ le diamètre antéro-postérieur de la tête fémorale est inférieur à son diamètre vertical ;
- ◆ cette ovalisation de la tête est accentuée par le cartilage ;
- ◆ le cartilage acétabulaire a une forme de croissant (figure 2-6) ;

figure 2-6 : pelvis : face latérale et vue antérieure [KORI96]



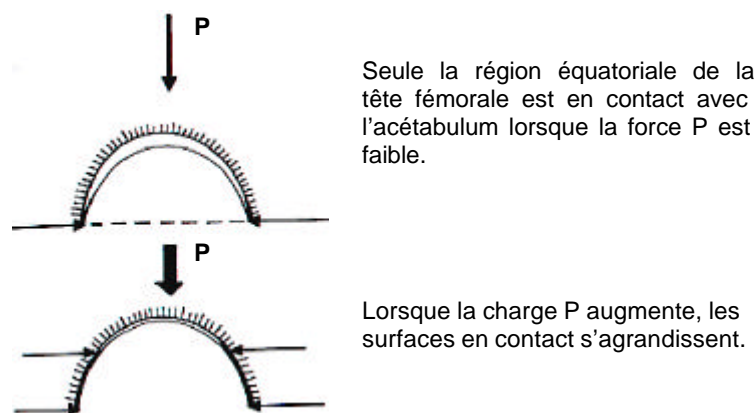
- | | |
|------------------------------------|-------------------------------|
| 1. aile de l'os iliaque | 6. incisure acétabulaire |
| 2. pubis | 7. sourcil cotyloïdien |
| 3. ischion | 8. articulation sacro-iliaque |
| 4. surface semilunaire (cartilage) | 9. symphyse pubienne |
| 5. fosse acétabulaire | |

- ◆ les travées osseuses correspondant à la direction de la résultante des forces de Pauwels (figure 1-1) se retrouvent dans le col du fémur, mais il n'existe rien de semblable au droit de l'acetabulum, sauf chez le sujet âgé ;

- ◆ lors de leur étude expérimentale d'une hanche en appui bipodal mise en charge, Teinturier et al. n'ont observé que des contraintes de traction au droit du toit acétabulaire, là où une articulation mécanique n'aurait donné que des contraintes de compression.

Le toit de l'acetabulum [TEIN84], considéré comme zone de charge, est une zone de déformabilité (figure 2-8) permettant aux cornes acétabulaires antérieure et postérieure de se rapprocher et de prendre appui sur la tête du fémur lors de la mise en charge de l'articulation, pour augmenter la congruence tête – acetabulum (figure 2-7).

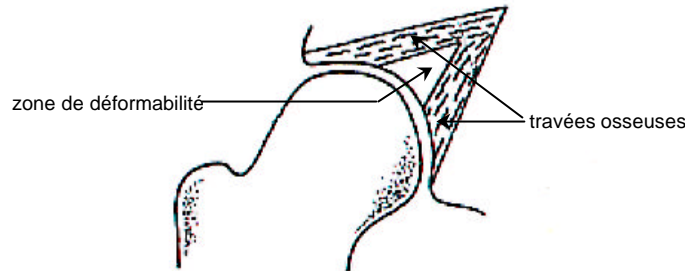
figure 2-7 : mise en charge de l'acetabulum [BESN95]



L'importance de ce mouvement, et donc des surfaces de contact entre les 2 éléments de l'articulation, est fonction de l'âge, de l'importance de la charge et de l'orientation du col fémoral : la mobilité des cornes est importante chez l'enfant, moindre chez l'adulte, minime chez le sujet âgé. Intermittente, elle apparaît sous charge, disparaît lorsque la charge est supprimée et évolue en fonction directe de la charge. Cette déformabilité de l'acetabulum [TEIN84] lorsque la charge est appliquée au niveau du toit s'explique par l'étude des modules d'Young comparés du toit acétabulaire et des cornes antérieure et postérieure : la valeur du module d'Young que Teinturier a trouvée au niveau du toit de l'acetabulum est de moitié inférieure à celle des cornes antérieure et postérieure. Les travées osseuses qui constituent un système ogival de soutien délimitent un espace clair triangulaire et atrabéculaire (figure 2-8) qui représente la zone d'élasticité de l'acetabulum permettant lors de la mise en charge l'application des cornes acétabulaires sur la tête fémorale. Avec l'âge, cette structure spongieuse sus-acétabulaire disparaît [TEIN84] au profit de travées osseuses lorsque l'articulation de la hanche se rapproche d'une articulation mécanique.

Une hyperpression [TEIN84] due à une diminution de surface portante entraîne l'apparition d'une arthrose. Dans une coxarthrose évoluée, le triangle spongieux diminue de surface, s'estompe et disparaît. Il est remplacé par une condensation osseuse, qui ne structure jamais, au-dessus de l'os sous-chondral du toit de l'acetabulum.

figure 2-8 : zone de déformabilité du toit de l'acetabulum [BESN95]



Teinturier et al. [TEIN84] ont par ailleurs pu étudier post mortem un bassin porteur d'une cupule en polyéthylène scellée avec du PMMA et ont montré que la mobilité des cornes acétabulaires réapparaissait peu de temps après le scellement d'une cupule et persistait ensuite. Rabischong et al. [RABI77] confirment cette donnée si la cupule est en polyéthylène. Selon Teinturier et al., la mobilité des cornes, qui réapparaît autour de l'implant un certain temps après l'intervention, explique l'inéluctabilité des descellements acétabulaires, qui seront d'autant plus précoces que l'acetabulum aura conservé son adaptabilité à la charge.

2.1.5 - Mouvements et muscles

Du point de vue fonctionnel [FICA87], le maintien des structures nécessite le mouvement en charge et un système amortisseur. Le nombre total de muscles [FICAT87, BESN95] contrôlant l'articulation de la hanche est de 21. Les muscles mis en jeu varient en fonction du mouvement :

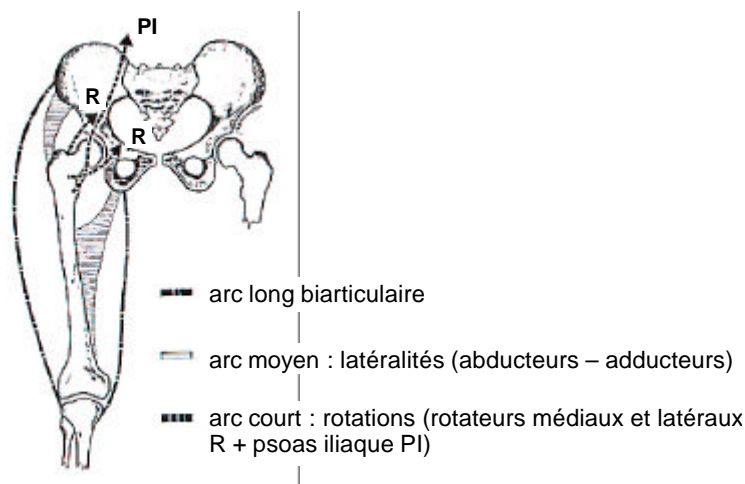
- ◆ en flexion – extension : la flexion (vers l'avant) peut atteindre de 90 à 120° selon le degré de flexion du genou. En passif, elle peut atteindre 140° avec un contact établi entre la cuisse et le tronc. L'extension (vers l'arrière) est de 20 à 30° activement. En passif, elle varie suivant le degré de flexion du genou. La flexion met en jeu 9 muscles alors qu'il n'y en a que 4 pour l'extension ;
- ◆ en rotation : l'angle de rotation latérale peut égaler 50° et celui de la rotation médiale 30°. La rotation latérale utilise 15 muscles contre 3 seulement pour la rotation médiale ;

- ◆ en abduction – adduction : l’abduction (latéralement) peut atteindre 60° . Elle est limitée par la butée du col du fémur sur le sourcil acétabulaire (figure 2-6). L’angle maximum de l’adduction (vers l’axe de symétrie du corps) est de 30° . L’abduction mobilise 7 muscles contre 3 pour l’adduction.
- ◆ La combinaison de tous ces mouvements aboutit à la circumduction qui s’inscrit dans un cône de révolution.

Cet ensemble musculaire, qui assure la coaptation dynamique de l’articulation coxofémorale [FICAT87], peut être divisé en 3 groupes (figure 2-9) :

- ◆ l’arc long, constitué par les muscles biarticulaires qui passent en pont sur les articulations de la hanche et du genou,
- ◆ l’arc moyen, formé par les muscles abducteurs et adducteurs qui assurent les mouvements de latéralité dans le plan transversal,
- ◆ l’arc court, ou profond, constitué par les rotateurs médiaux et latéraux ainsi que le psoas.

figure 2-9 : forces musculaires de coaptation [FICA87]



L’action d’un muscle n’est pas univoque [BESN95]. En effet, outre son action principale, un muscle effectue des actions secondaires qui dépendent de la position de la hanche. Par exemple, les abducteurs sont fléchisseurs d’une hanche en extension. De même, l’efficacité d’un muscle dépend de la position de l’articulation et certains muscles voient leur action s’inverser, comme le pyramidal qui, de fléchisseur devient extenseur lorsque la hanche passe de la rectitude à 60° de flexion.

L'effort le plus important supporté par le pelvis [SCHU93, DAL95], la résultante des forces appliquée à l'articulation, est transféré essentiellement du bord supérieur de l'acetabulum via l'ensemble du pelvis vers l'articulation sacro-iliaque et la symphyse pubienne (figure 2-6). Pendant la marche, la résultante reste orientée vers le quadrant antéro-supérieur de l'acetabulum. Dans la hanche naturelle, l'action des muscles au cours des différentes phases de la marche semble être de maintenir la variation de la distribution des contraintes à un niveau minimum et de ménager ainsi la résistance à la fatigue du matériau « os ». Ces variations sont plus importantes dans l'acetabulum où les distributions de contraintes dépendent plus directement de l'effort appliqué à l'articulation.

2.2 - MATERIAUX DES PROTHESES CIMENTEES

2.2.1 - Biocompatibilité et biocompétence

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de biocompétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale.

La biocompatibilité est définie par l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément. La biocompétence est caractérisée par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de biofonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue.

Toutes les prothèses, quel qu'en soit le mode de fixation - avec ou sans ciment - , sont soumises aux mêmes principes biologiques [LANG93]: la réaction de l'organisme aux corps étrangers microscopiques (débris d'usure du polyéthylène de la cupule, débris acryliques ou d'hydroxyapatite [BLOE97], produits de la corrosion métallique). Ces mécanismes ne sont pas spécifiques des arthroplasties mais font appel aux processus généraux de l'inflammation et à ses médiateurs, ou plus exceptionnellement aux mécanismes immunologiques.

La dimension des particules d'usure détermine le type de réaction de l'organisme [LANG93]: lorsque les fragments sont très petits - de l'ordre du micron - (débris d'hydroxyapatite, par exemple), ou de forme très irrégulière (débris d'alliage de titane, par exemple), il se produit une réaction macrophagique intense, même si les particules sont en quantité modérée. La réaction macrophagique se traduit par une résorption osseuse, ou ostéolyse, qui à la longue déstabilise la prothèse. Les particules de plus de 10 microns, trop volumineuses pour être phagocytées, sont entourées de cellules géantes et de tissu fibreux qui apparaît radiologiquement sous la forme d'un liseré radiotransparent [SCHM92-1, VAN H99] et ne donnent pas naissance à un granulome inflammatoire. Les ions métalliques libérés au contact de l'implant [DELA93-1] passent dans la circulation générale et sont retrouvés dans des viscères (rate, foie, poumon, rein) et des muscles. La résorption osseuse peut avoir d'autres origines. Elle peut être liée à la trophicité de l'os porteur et notamment à l'ostéoporose. Plus souvent, la résorption osseuse est due aux contraintes mécaniques exercées par la prothèse sur le support osseux.

Par ailleurs, lorsqu'un processus de descellement est très avancé, il devient difficile de distinguer le mécanisme primaire des facteurs secondaires [SCHM92-1]. Un descellement peut être accompagné de fracture ou d'effritement du ciment acrylique [VAN H99].

2.2.2 - Matériaux constitutifs des implants prothétiques

2.2.2.1 - Les alliages métalliques

Ils constituent l'ensemble des tiges fémorales, certaines têtes fémorales et la plupart des coques externes des cupules lorsqu'elles existent :

- ◆ aciers inoxydables : seuls sont utilisés les aciers austénitiques [DELA93-1] qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage 316L contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes : module d'Young $E = 200$ GPa, limite élastique $\sigma_e = 280$ MPa, contrainte à la rupture en traction $\sigma_r = 520$ MPa, résistance à la fatigue $\sigma_f = 250$ MPa. L'acier inoxydable reste cependant sensible à la corrosion *in vivo* [PASS93] avec relargage d'ions (Ni^{2+} , Cr^{3+} , Cr^{6+}) et ce d'autant plus qu'il existera des micromouvements de l'implant. Il est également très rigide.
- ◆ alliages à base de cobalt : leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes [DELA93-1] dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue (vitallium, vinertia, zimalloy, stellite HS 21) ou forgés (vitallium forgé, Protasul 2 (Cr, Co, Mo), Protasul 10 (Cr, Ni, Co, Mo)). Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et de moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Citons pour mémoire celles du Protasul 10 : $E = 220$ GPa, $\sigma_e = 640$ MPa, $\sigma_r = 835$ MPa, $\sigma_f = 530$ MPa. La passivation [PASS93] de la surface par une couche de chrome assure une excellente résistance à la corrosion. Malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal. Si ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables, ils sont également très rigides.

- ♦ alliages à base de titane : on les rencontre sous deux formes : le Protasul 64 WF (Ti6Al4V) et le Protasul 100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de vanadium. Le vanadium serait responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome : $E = 110 \text{ GPa}$, $\sigma_e = 1\,050 \text{ MPa}$, $\sigma_r = 1\,185 \text{ MPa}$, $\sigma_f = 650 \text{ MPa}$. Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion [WILL96-2] en présence de ciment.

2.2.2.2 - Les céramiques

Deux céramiques sont actuellement utilisées comme matériau des têtes fémorales : l'alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_2 .

- ♦ l'alumine : en réponse aux problèmes liés à l'usure du polyéthylène, Boutin introduisit le premier un couple articulaire alumine – alumine en 1970. Dans le domaine médical, cette céramique doit répondre à un cahier des charges très précis [BLAN87] : densité supérieure à 3,93 ; taille de grains inférieure à 6 micromètres ; résistance à la flexion $\geq 500 \text{ MPa}$; résistance à la compression $> 4\,000 \text{ MPa}$; résilience – résistance aux chocs : 45 N/cm^2 . Ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne biotolérance sous forme massive et sous forme de particules, une densité élevée et une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, l'indice de rugosité R_a pouvant atteindre $0,01 \mu\text{m}$, une mouillabilité et une dureté élevées. Ces propriétés lui confèrent des caractéristiques d'usure et de frottement remarquables. Cependant, la différence importante entre les modules d'Young de l'alumine (380 GPa), de l'os sous-chondral ($\approx 0,2$ à $2,2 \text{ GPa}$) et du ciment ($\approx 3 \text{ GPa}$), de même que l'absence de propriétés d'amortissement de l'alumine peuvent être à l'origine, lorsqu'elle est utilisée comme matériau de la cupule, d'un taux de descellement supérieur à celui enregistré pour des cupules en polyéthylène cimentées [BLAN87, LERO97]. L'alumine est un matériau fragile qui résiste peu aux chocs et qui supporte mal une répartition des contraintes non uniforme.

Les couples céramique – céramique ont conduit à de nombreux problèmes tels que des fractures de cupules ou une usure inexplicable [TOOM92] rapidement évolutive dès la libération des premiers débris de céramique. Par ailleurs, la pureté de l'alumine doit être maximale pour éviter les fissures entre les grains et la sphéricité de la tête doit être parfaite au micromètre près.

- ◆ la zircone : généralement stabilisée à l'aide d'additifs (MgO, CaO, Y₂O₃, Al₂O₃,...) dont le taux varie entre 5 et 10% [BLAN87], elle possède une bonne résistance à toutes les formes de corrosion, de bonnes caractéristiques mécaniques (densité : 6,02 ; résistance à la flexion : 900 MPa ; module d'élasticité : 210 GPa ; résistance à la compression : 2 500 MPa), une bonne résistance à l'usure et au frottement. Elle semble avoir une bonne biotolérance massive et sous forme de fines particules, qui reste cependant à confirmer. Des cas de rupture fragile de têtes fémorales ont été rapportés. Des phénomènes de rupture de têtes en zircone par instabilité au cours du temps ont également été observés.

2.2.2.3 - Le polyéthylène

Le polyéthylène actuellement retenu en orthopédie comme matériau des cupules est le UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement [SCHN82, WROB98] ménagent l'ancrage os – ciment. Sa biocompatibilité est excellente même vis à vis des particules de polyéthylène si leur quantité reste suffisamment faible pour permettre l'élimination des débris.

Le problème essentiel du polyéthylène est son usure par abrasion liée à la présence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métal ou céramique) en regard du polyéthylène : par adhérence (liée à l'élimination par le frottement des irrégularités à la surface du polyéthylène), par fatigue (liée au vieillissement et qui apparaît à partir de la 8^{ème} année) ou par fluage. Les prothèses cimentées ont une grande longévité si l'épaisseur du polyéthylène est de l'ordre de 10 mm (8 mm en fond de rainures). Dans ce cas, le polyéthylène joue le rôle d'un répartiteur de forces, évitant toute surcharge localisée du ciment autour de la cupule [SUCH98]. Ceci explique sans doute la longévité des prothèses de Charnley, où, en raison du faible diamètre de la tête fémorale, une épaisseur importante de la cupule a pu être conservée [KOB94-2].

Dans le cas contraire, le polyéthylène flue et se déforme, entraînant des sollicitations anormales du ciment, au pôle supérieur de la tête, avec dégradation du ciment, granulome acrylique et descellement à partir du pôle supéro - médial de la prothèse.

2.2.3 - Combinaisons de matériaux des surfaces articulaires

La très grande majorité des débris d'usure retrouvés autour d'une prothèse articulaire fonctionnelle est produite par le couple tête – cupule [LANG93]. L'usure des surfaces articulaires est un facteur important du descellement acétabulaire, la permanence du scellement étant liée à l'équilibre entre la création des débris d'usure et leur neutralisation par les tissus périprothétiques. Le coefficient de frottement des surfaces articulaires en contact doit être le plus faible possible. Plusieurs couples de frottement ont été utilisés et analysés : métal – métal, métal – polyéthylène, céramique – polyéthylène, céramique – céramique. Parmi les alliages, seul le Protasul 2 a été utilisé face à lui-même. L'acier inoxydable est trop sensible à la corrosion et la dureté médiocre des alliages de titane les rend inadaptés à cet usage.

La combinaison alumine – alumine n'a pas confirmé, lors de son utilisation clinique, les bons résultats expérimentaux retrouvés par certains auteurs.

Le tableau suivant (tableau 2-1) donne quelques valeurs de coefficients de frottement à sec ou en présence d'un film liquide (eau ou liquide synovial) résultant des travaux expérimentaux de Semlitsch et al. [SEML77, SEML85] :

tableau 2-1 : coefficient de frottement de différents couples articulaires

Couple de frottement	Coefficient de frottement	
	à sec	en présence d'eau ou de liquide synovial
Protasul 2 / Protasul 2	0,4	0,35
Protasul 2 / polyéthylène	0,13	0,21
alumine / polyéthylène	0,16	0,05
alumine / alumine	0,71	0,09

2.3 - CIMENT CHIRURGICAL

Les ciments à base de résine acrylique pour os actuellement utilisés en chirurgie orthopédique sont du type PMMA (polyméthylméthacrylate) autodurcissant à polymérisation rapide. Ils sont indiqués pour le scellement de prothèses dans l'os vivant au cours d'arthroplasties partielles ou totales de la hanche, du genou ou d'autres articulations.

Ces ciments n'ont pas de propriétés adhésives. Leur utilisation repose sur un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et du ciment, de même qu'entre celle de la prothèse et du PMMA.

Le succès d'une arthroplastie dépend en grande partie de la manière dont le ciment acrylique de qualité chirurgicale PMMA est préparé et utilisé pour fixer les composants de la prothèse. La préparation du ciment [HARK92] est aussi importante que celle de l'os receveur ou que le choix de l'implant.

2.3.1 - Présentation

Les ciments sont proposés sous la forme de deux composants individuels, stériles et prémesurés [I/D5833], fournis en emballages unitaires, à mélanger au bloc opératoire au moment de l'implantation de chaque pièce prothétique :

- ◆ la poudre prépolymérisée de PMMA, sous la forme de microbilles dont la taille - de l'ordre de quelques dizaines de microns - diffère selon les formulations, conditionnée en sachets ou en flacons de 40 g environ pour 1 dose,
- ◆ le monomère liquide MMA, présenté en ampoules de 20 ml environ pour 1 dose,

le ratio poudre / liquide étant approximativement de 2/1 pour tous les ciments.

La présentation sous cette forme [SPEC96], permet de réduire les effets négatifs, liés au seul monomère liquide, accompagnant la polymérisation *in vivo* du ciment acrylique :

- ◆ une forte élévation de la température du ciment,
- ◆ des variations de volume du ciment,
- ◆ la libération du monomère, toxique et volatil, n'ayant pas réagi. La polymérisation n'est jamais complète. Il a été montré [HUIS80] qu'il subsiste 2 à 5 % de monomère résiduel dans le ciment et que 1 à 2 % pénètrent progressivement dans les tissus. Le relargage du monomère résiduel [HERN94-1] se produit pendant la préparation du ciment, sa prise et jusqu'à la fin de la polymérisation, soit environ 30 jours après sa mise en place *in vivo*.

2.3.2 - Composition

La majorité des formulations commerciales, actuellement utilisées, ont des compositions voisines [MERC93, LEVA96] :

◆ la poudre :

- polyméthylméthacrylate (PMMA) 90%
- peroxyde de benzoyle (initiateur ou catalyseur) 2 à 3%
- BaSO₄ ou ZrO₂ (produit de contraste) 4 à 8%

◆ le liquide :

- méthylméthacrylate MMA (monomère) 83%
(ou 98% en l'absence d'agent de liaison)
- co-monomère : butylméthacrylate (agent de liaison) 15%
- diméthyl paratoluidine (activateur) 2 à 3%
- hydroquinone (stabilisant ou inhibiteur) 50-100 ppm

L'hydroquinone agit comme stabilisant du monomère qui, en son absence, polymériserait à la lumière ou à la chaleur [MERC93]. Peu de temps après le mélange des deux composants, l'activateur (diméthyl-paratoluidine) décompose le catalyseur (peroxyde de benzoyle) et initie des radicaux libres qui déclenchent la polymérisation du monomère. La masse pâteuse qui se forme progressivement enrobe les billes prépolymérisées dans une matrice de PMMA. La dureté du composé obtenu devient maximale un peu avant que la température maximale de polymérisation soit atteinte [HUIS80].

Le monomère et les additifs (peroxyde de benzoyle, diméthyl paratoluidine, hydroquinone) sont des substances potentiellement toxiques [KEMP88-1, HERN94-1].

Les ciments chirurgicaux peuvent contenir des adjuvants :

- ◆ des opacifiants radiologiques : sulfate de baryum, dioxyde de zirconium, tétraoxyde de zirconium,
- ◆ des antibiotiques (gentamicine, érythromycine et colistine),
- ◆ des colorants (complexe chlorophylle - cuivre dans une solution d'huile de cacahuète, chlorophylle) : la coloration verte donnée au ciment est destinée à le rendre visible dans le champ opératoire lors d'une intervention ultérieure.

2.3.3 - Stérilisation

Le mode de stérilisation des deux constituants du ciment varie suivant les différentes marques commerciales :

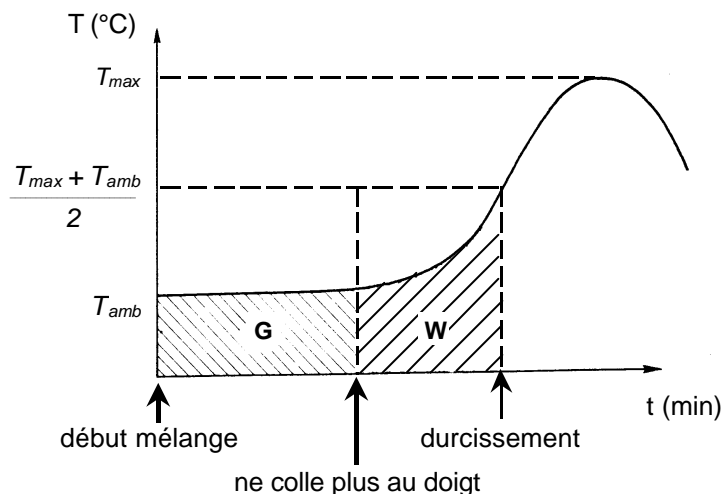
- ◆ la poudre : par l'oxyde d'éthylène ou par irradiation gamma,
- ◆ le liquide : par filtration ou par ultrafiltration.

2.3.4 - Propriétés physiques

2.3.4.1 - Temps de prise ou de durcissement

C'est l'intervalle de temps (figure 2-10) compris entre le début du mélange des composants et le durcissement du ciment, lorsque celui-ci a atteint une température se situant à mi - chemin entre la température ambiante et la température maximale [I/D5833]. D'abord liquide, puis gel plus ou moins pâteux, le ciment devient solide en polymérisant [MERC93]. La phase de repos qui suit la fin du mélange est nécessaire à la libération des radicaux libres qui permettent la polymérisation. La phase de gel (G) prend fin lorsque le ciment «ne colle plus aux doigts ». Commence alors la phase de travail (W), ou de mise en œuvre, du ciment qui est la plus intéressante du point de vue chirurgical. C'est celle que l'on aura tendance à vouloir allonger pour permettre la mise en place du ciment et l'insertion de la prothèse *in vivo*.

figure 2-10 : phases du ciment en fonction de la température de polymérisation



Le temps de prise varie d'une formulation commerciale à une autre en fonction de sa composition chimique. Mais il varie essentiellement avec la température ambiante : celle de la salle d'opération. Chaque fabricant préconise dans sa notice d'emploi du ciment chirurgical un minutage précis pour chacune des phases en fonction de la température ambiante afin d'optimiser la manipulation et les performances du ciment.

2.3.4.2 - Chaleur dégagée

Le processus de polymérisation [HUIS80] s'accompagne d'un fort dégagement de chaleur (13,28 Kcal/mole, soit approximativement 132,8 cal/g) proportionnel à la masse de monomère engagée dans la réaction. L'exothermicité de la réaction [MERC93] présente un double risque : biologique, par la nécrose des tissus avoisinants, et mécanique par la dilatation des bulles éventuellement incluses dans le ciment qui en augmente ainsi la porosité.

La température à l'interface os – ciment [CALD83] est fonction :

- ◆ de la quantité de chaleur produite par le ciment,
- ◆ de la vitesse à laquelle cette chaleur est produite,
- ◆ de la conductivité thermique et de la capacité calorifique de l'os, de la prothèse et du ciment,
- ◆ des conditions initiales du système os – ciment – prothèse (température initiale et ambiante, préparation du ciment, etc..).

Pour diminuer les risques de nécrose osseuse par la chaleur, certains ont pu proposer la réfrigération préalable de l'implant ou des constituants du ciment, mais toutes les techniques visant à réduire la température [HERN94-1] ralentissent la polymérisation et conduisent à un relargage plus important du monomère toxique.

Le paramètre le plus important pour disperser la chaleur à l'interface [CALD83, HUIS80] est la conductivité de l'os alors que le refroidissement vasculaire n'a qu'une influence marginale sur la température à l'interface os – ciment.

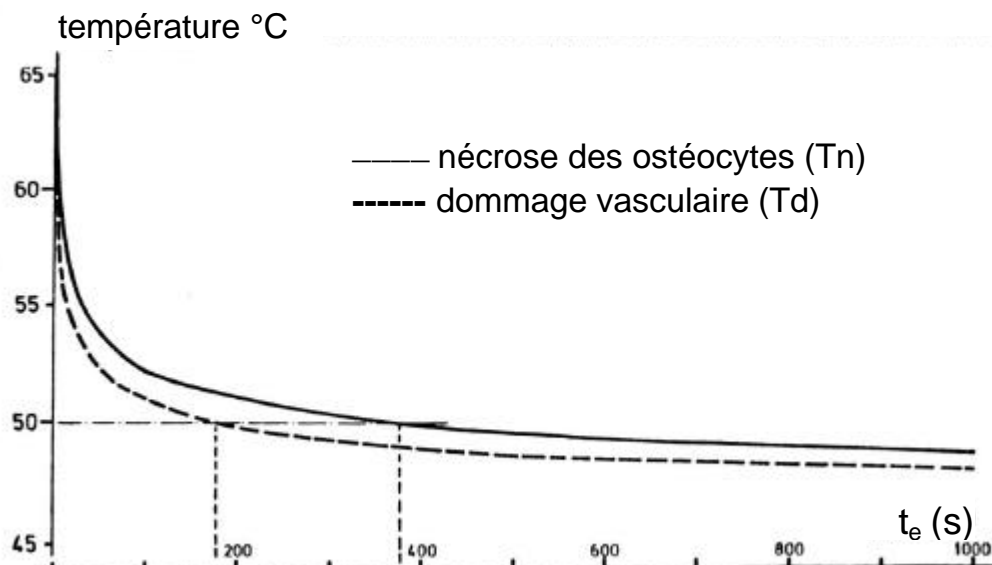
Huiskes [HUIS80] a montré que le risque de nécrose thermique osseuse est fonction de la conductivité thermique des matériaux constitutifs de la prothèse: il est plus élevé lors de la fixation d'un implant en polyéthylène, par exemple une cupule, que dans une fixation intramédullaire utilisant un implant métallique.

L'exothermicité de la réaction [MERC93] dépend du rapport surface / volume du ciment, c'est-à-dire que la chaleur dégagée est moindre pour un même volume de ciment s'il est étalé et de faible épaisseur.

En fait, le seuil d'endommagement thermique est fonction non seulement de la température, mais aussi du temps d'exposition des tissus à cette température. Pour une température de l'os au-dessus de 60°C [HUIS80] le risque de nécrose thermique est probable, et improbable pour une température inférieure à 48°C. Entre 48°C et 60°C, il dépend du temps d'exposition des tissus osseux à cette température.

Moritz et Henriques [in HUIS80] ont établi, en 1947, deux courbes donnant le seuil critique de nécrose cellulaire des cellules épithéliales et le seuil critique de l'endommagement vasculaire en fonction du temps (figure 2-11). Ils ont montré, par exemple, qu'une température de 70°C détruit immédiatement les cellules épithéliales, qu'une température de 55°C en fera autant après 30 secondes, mais qu'une température de 45°C devra être maintenue pendant plus de 5 heures pour endommager les cellules. Leurs résultats ont été confirmés par la suite par plusieurs auteurs.

figure 2-11 : courbes d'endommagement cellulaire (nécrose osseuse (T_n) et endommagement vasculaire (T_d) en fonction du temps d'exposition (t_e) établies par Moritz et Henriques [in HUIS80]



Pour Merckx [MERC93], la mesure la plus efficace pour réduire le risque de nécrose thermique est de tenter de limiter, à 2 ou 3 mm, l'épaisseur de la couche de ciment en contact avec l'os en surveillant que la température ambiante de la salle d'opération reste inférieure à 20°C. Huiskes et Slooff [HUIS81] recommandent de ne pas dépasser une profondeur de pénétration du ciment dans l'os de plus de 5 mm pour éviter l'endommagement thermique du tissu osseux.

Huiskes [HUIS80] envisage l'hypothèse que la chaleur de polymérisation ait un effet indirect, en influençant l'action toxique du monomère résiduel dont l'effet nécrotique augmente avec la température, plutôt qu'un effet nécrotique direct sur les tissus osseux.

2.3.4.3 - Viscosité

En raison de leurs différentes compositions chimiques, les ciments osseux montrent un comportement viscoélastique différent après le mélange et sont ainsi classés en trois groupes : ciments à basse viscosité, à viscosité standard (ou moyenne) et à haute viscosité.

La seule liaison possible entre le ciment et l'os étant d'ordre mécanique [MERC93], le ciment doit donc pénétrer le maximum d'interstices osseux pour assurer un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et le PMMA.

Plus un ciment est fluide, mieux il pénétrera dans les interstices de l'os, améliorant ainsi la fixation. Une pénétration profonde du ciment [LEVA96] dans les cavités osseuses peut être obtenue par une faible viscosité du ciment. Miller [in MERC93] préconisait d'utiliser un ciment fluide, et de viscosité inférieure à 100 N/s.m^2 entre la 3^{ème} et la 5^{ème} minute après le début du mélange. Depuis, les fabricants se sont efforcés d'abaisser la viscosité de leurs produits. La viscosité du ciment doit cependant être suffisamment élevée [LEVA96] pour s'opposer au saignement osseux. Si du sang est mélangé au ciment, les propriétés mécaniques du ciment osseux seront réduites de manière significative. Benjamin et al. [BENJ87] ont montré, dans une expérience réalisée avec un ciment à viscosité standard, qu'au cours d'une arthroplastie la pression provoquée par le saignement normal de l'os peut chasser le ciment des anfractuosités jusqu'à la 6^{ème} minute après le début du mélange.

Des publications scandinaves récentes [HAVE95 ,HERB97] ont montré que les ciments pour os à viscosité élevée donnent de meilleurs résultats à long terme que les ciments à basse viscosité. Les difficultés d'application des ciments à faible viscosité en sont peut être la cause, bien que ces ciments soient plus faciles à mélanger. Il semblerait que le maintien d'une pression constante suffisante durant la polymérisation d'un ciment de basse viscosité soit difficile à obtenir. Le saignement a tendance à chasser le ciment de l'os trabéculaire, ce qui diminue la résistance du ciment aux contraintes de cisaillement à l'interface os-ciment [VAN H99].

Le ciment acrylique pour os se comporte avant prise comme un fluide non newtonien pseudoplastique, c'est-à-dire que sa viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement augmente. Ce phénomène avait déjà été constaté par Charnley lors du remplissage au doigt du fût fémoral et de l'insertion de la prothèse. Krause et al. [KRAU82-2] suggèrent de mettre à profit cette propriété pour réduire la viscosité du ciment lors du remplissage de la cavité au moyen d'une seringue.

2.3.4.4 - Porosité et fissures

2.3.4.4.1 - Porosité

On distingue trois types de porosités [BHAM95, PERN96-1] :

- ◆ la porosité gazeuse : l'air emprisonné lors du mélange des constituants du ciment a tendance à s'échapper lors de la polymérisation. Ces bulles d'air sont toujours parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthylméthacrylate sont très volatils et s'évaporent à une température plus basse que celle de la prise du ciment. Le diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles (figure 2-12) doivent être attribuées à de l'air enfermé dans les échantillons au moment du mélange alors que les champs de petites bulles sont plus vraisemblablement liés à l'ébullition du monomère ;
- ◆ la porosité par vide ou retrait : ce type de porosité est lié au phénomène de retrait lors de la polymérisation *in vivo*. Il est à l'origine de cavités à surface intérieure boursouflée où l'on voit apparaître des sphères réalisant des empreintes en relief (figure 2-13), correspondant à des billes de prépolymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait ;
- ◆ la porosité par inclusion de sang, de tissus mous ou osseux au cours du cimentage de l'implant.

figure 2-12 : porosité gazeuse (MEB Philips XL30 EDS)

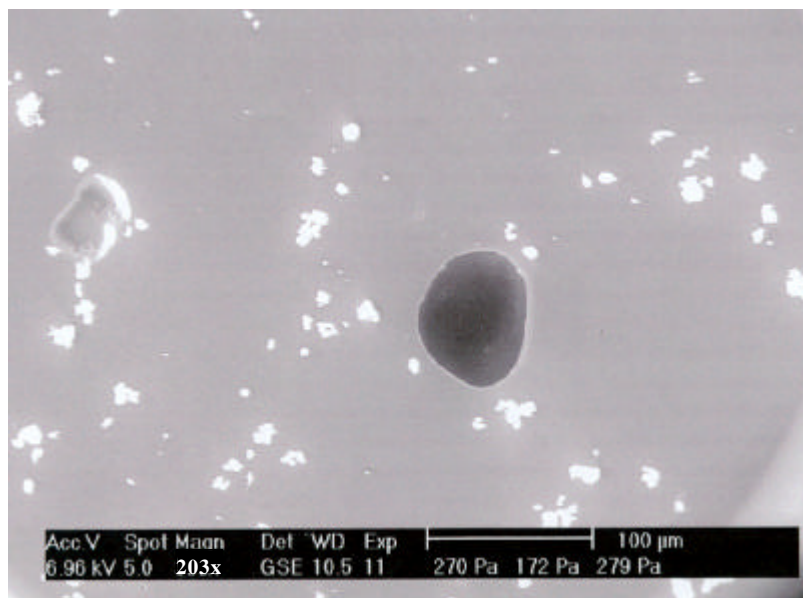
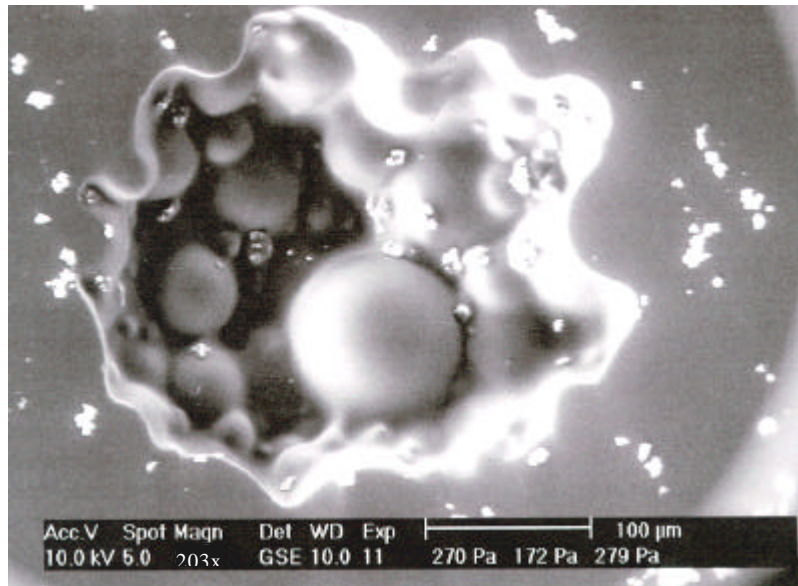
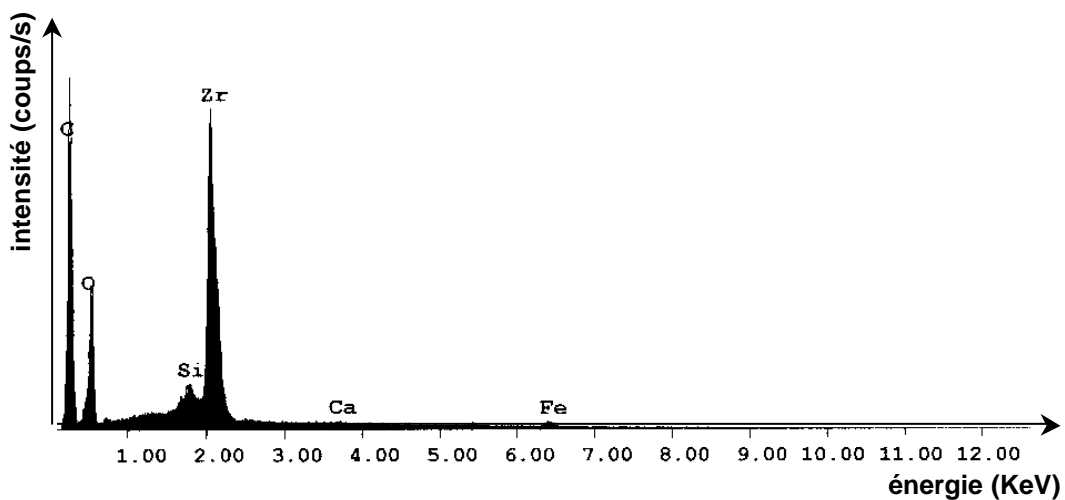


figure 2-13 : porosité par retrait (MEB Philips XL30 EDS)



- ◆ L'opacifiant radiologique contenu dans le ciment apparaît sur la figure 2-12 et la figure 2-13 sous la forme de grains de couleur blanche. La microanalyse X de ces particules de dioxyde de zirconium (figure 2-14) a été réalisée à l'aide du Microscope Electronique à Balayage Philips XL30 équipé d'un détecteur EDS (sonde de dispersion d'énergie).

figure 2-14 : porosité par retrait (MEB Philips XL30 EDS)



- ◆ Il est possible que le carbone provienne de la matrice. Le spectre en énergie fait apparaître également des traces de calcium et de fer.

2.3.4.4.2 - Fissures

Trois types de fissures [PERN96-1] peuvent être identifiés sur des échantillons expérimentaux :

- ◆ les fissures initiées sur des vides qui sont pratiquement toujours des cavités à surface intérieure boursouflée. Il est probable que, de ce fait, elles se forment en même temps que ces cavités lors du retrait. Elles ont tendance à relier entre elles plusieurs cavités, comme si la fissure s'arrêtait dans une cavité ;
- ◆ les fissures ouvertes en arc de cercle initiées à partir d'une bille prépolymérisée. La fréquence de ces fissures augmente lorsque l'on modifie les proportions du mélange par excès de monomère par rapport au polymère, certaines billes prépolymérisées restant ainsi non collées au reste du ciment ;
- ◆ Les fissures ouvertes en arc de cercle totalement indépendantes des vides et des billes se terminant par une entaille à grand rayon de courbure. Elles sont présentes en l'absence de toute contrainte. Pernod et Hernigou affirment qu'étant donné leur forme, elles proviennent sans doute d'un déchirement dû au retrait et aux contraintes internes lors de la polymérisation du ciment, alors que celui-ci n'a pas encore durci.

2.3.4.4.3 - Avantages et inconvénients de la porosité

La porosité semble être un facteur déterminant des performances mécaniques du ciment. Merckx [MERC93] affirme qu'elle affecte essentiellement la résistance à la traction, qui est déjà un point faible du ciment, et à la fatigue, ce qui compromet son efficacité à long terme.

Selon Hernigou et al. [HERN94-1, HERN94-2], la porosité est une caractéristique que l'on ne maîtrise pas. La porosité a des avantages : le ciment est un vecteur pharmacologique possible et la porosité est un support de diffusion locale, notamment pour les antibiotiques et les antimitotiques. L'un de ses inconvénients potentiels est la création d'irrégularités, zones d'amorçage possibles de ruptures par fatigue ou de fissures. Mais malgré la présence de porosité à l'intérieur du ciment, Hernigou n'a jamais retrouvé de véritables fractures à partir d'une bulle dans son étude rétrospective à plus de 10 ans. L'analyse des pièces d'explantation montre que les fissures observées à partir des pièces fémorales s'arrêtent habituellement sur les bulles et ne traversent pas la totalité du ciment. D'autre part, le Plexiglas® (PMMA fabriqué industriellement) est préparé sans la moindre porosité. Pourtant, ce matériau est beaucoup moins performant lors des tests de fatigue que le PMMA de qualité chirurgicale.

La porosité dans le ciment chirurgical présente l'avantage d'arrêter les fissurations, à la différence du Plexiglas® où la moindre fissure peut se propager dans le matériau sans limite.

2.3.4.5 - Variations dimensionnelles

Des variations de volume du ciment sont observées entre le début du mélange et la fin de la polymérisation. Elles sont dues [HUIS80] :

- ◆ à la contraction volumique du monomère MMA lorsqu'il polymérise (masse volumique du MMA : $0,94 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, du PMMA : $1,18 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$),
- ◆ à l'expansion des bulles d'air piégées dans le ciment, lors de sa préparation et de sa mise en œuvre, et des bulles de monomère à l'état de vapeur,
- ◆ au retrait thermique.

Le phénomène de polymérisation faisant passer le méthylméthacrylate du stade de monomère au stade de polymère entraîne un phénomène de retrait qui est normalement de 21% pour le seul monomère. Compte - tenu des formules données par les fabricants [HERN94-1], on peut évaluer, suivant le pourcentage de monomère par rapport à la poudre, le retrait théorique que l'on devrait observer sur les échantillons en fin de polymérisation à 7 ou 8%. Même si le phénomène de retrait est net, dans les échantillons expérimentaux son importance n'atteint jamais ces chiffres, la porosité gazeuse diminuant l'effet de la porosité par retrait.

Le retrait peut se manifester [HERN94-1] soit par un changement de volume du ciment à sa périphérie, ce qui risque d'entraîner une décoaptation immédiate du ciment de l'os, soit par l'absence de changement de volume (c'est-à-dire l'absence de retrait périphérique), avec la création de vides à l'intérieur du ciment formant des bulles et éventuellement des fissures.

Porosité et retrait sont étroitement liés [HERN94-1] puisque la réduction de la porosité entraîne une augmentation du phénomène de retrait et des fissures. Dans la pratique, le phénomène de retrait est toujours plus faible que ne le voudraient la théorie et les expériences effectuées en laboratoire. En fait, s'il y a moins de 8% de retrait c'est parce que les deux autres types de porosité, à l'air et au monomère, sont associées. Plus il y a de porosité gazeuse, moins il y a de retrait et inversement. Si l'on cherche une réduction importante de la porosité gazeuse dans le ciment, on risque de se retrouver avec un retrait important et donc des amorces de fissures très nombreuses.

Selon Ling et Lee [LING98], de nombreuses études cliniques révèlent que la diminution de la porosité n'est pas des plus pertinentes pour la survie à long terme des implants prothétiques. Ils affirment que les résultats obtenus par les études de migration précoce font lever de sérieux doutes sur la part jouée par la fatigue du ciment dans la genèse du descellement.

2.3.5 - Propriétés mécaniques

Les ciments actuellement commercialisés ont sensiblement les mêmes performances mécaniques. Les différences qui peuvent apparaître dans la littérature [MERC93, LEVA96] sont surtout le fait de variations dans les techniques de mesure. Malgré les efforts de normalisation réalisés depuis quelques années, ceux-ci concernent surtout les fabricants. Les équipes de recherche [SAHA84-2] proposent souvent des tests adaptés à l'amélioration qu'elles souhaitent apporter au ciment, rendant ainsi la comparaison des résultats difficile. Parfois, des détails importants concernant la préparation des éprouvettes et la procédure d'essai ne sont pas rapportés. Par ailleurs, les tests réalisés en laboratoire [MERC93] reflètent plus l'effet d'un type de sollicitation (compression, flexion) qu'une combinaison d'actions à laquelle le ciment est soumise lors des activités du patient, comme la marche par exemple.

Les valeurs moyennes habituellement publiées [MERC93] sont de l'ordre de :

- ◆ module d'Young 2 000 à 2 300 MPa
- ◆ résistance à la rupture :
 - en traction 25 MPa
 - au cisaillement 40 MPa
 - en flexion 50 MPa
 - en compression 80 MPa
- ◆ allongement à la rupture 5%
- ◆ résistance à la fatigue à 10^8 cycles 14 MPa

Le PMMA étant par nature un matériau viscoélastique, les valeurs présentées ne peuvent être comparées qu'en fonction du temps, c'est-à-dire pour des propriétés statiques en fonction des conditions de test (vitesse de déformation). Les propriétés viscoélastiques des ciments sont peu connues et le comportement à la fracture du matériau pour différentes vitesses de déformation et différents cas de charge a été peu étudié. Dans la suite de ce mémoire, nous n'en tiendrons pas compte mais ce thème pourrait faire l'objet d'un développement futur.

2.3.6 - Effets de l'environnement *in vivo* sur le ciment acrylique

Il est possible que des réactions entre les tissus environnants et les constituants du ciment [WILL79] empêchent une liaison complète des billes prépolymérisées avec le monomère. Il existe en effet une grande affinité entre le MMA et les graisses de la moelle osseuse qui «extraient» le monomère qui ne s'est pas encore lié aux billes prépolymérisées à la surface du ciment, privant ainsi celle-ci d'une partie de sa matrice. Des billes isolées peuvent être observées sur une épaisseur d'environ 50 à 120 μm , soit environ 2 à 4 couches de billes. De plus, les substances contenues dans les tissus peuvent interférer [WILL79] avec la polymérisation du monomère. L'oxygène, les acides aminés et le sucre sont connus pour être des inhibiteurs de la polymérisation du MMA. Ces substances réduisent la vitesse de polymérisation ainsi que le poids moléculaire moyen du polymère résultant, parce qu'elles interrompent la croissance des chaînes de polymère et diminuent ainsi le taux de polymérisation.

Le poids des échantillons de ciment conservés dans l'air [SAHA84-2] diminue avec le temps, probablement en raison du relargage du monomère résiduel. Celui des échantillons conservés dans l'un des trois milieux fluides suivants : eau distillée, solution de Ringer, Intralipide augmente, mettant en évidence la pénétration du milieu environnant dans le ciment. Braden [BRAD64] a montré que le taux de saturation d'éprouvettes de 5 mm d'épaisseur était de 99,9% au bout de 120 jours de conservation dans l'eau. Ces résultats concordent avec ceux de Hailey et al. qui constatent une stabilisation à 140 jours environ.

Jaffee et al. [JAFF74] ont conservé des échantillons de ciment pour os dans du sérum bovin pendant plus de 2 ans et n'ont constaté aucune détérioration dans le comportement statique ou en fatigue - compression du ciment. La conservation d'éprouvettes dans de l'eau augmente le WOF (Work Of Fracture) avec le temps [HAIL94]. Défini comme le travail requis pour propager une fissure dans un matériau, le WOF mesure la résistance à la fracture due à l'accroissement d'une fissure et caractérise le comportement dynamique à la fracture du ciment. Cette augmentation du WOF a été attribuée à l'effet plastifiant dû à la pénétration de l'eau dans le ciment. Il n'y a pas de différence significative entre les valeurs de WOF d'éprouvettes conservées dans de l'eau ou dans une solution de Ringer. Les sels physiologiques ne semblent donc pas avoir d'effet sur le comportement à la fracture du ciment. La conservation d'éprouvettes de ciment dans des lipides augmente également la valeur du WOF, mais dans une moindre mesure que lorsque le milieu de conservation est de l'eau. Le monomère étant un puissant solvant des lipides, Hailey et al. estiment que l'interaction monomère – lipides est responsable de ces valeurs de WOF.

La conservation du ciment pour os à des températures physiologiques par comparaison à des températures de laboratoire a une grande influence sur les modifications chimiques du ciment après durcissement et sur son comportement à la fracture. Des échantillons de ciment conservés à l'air à la température du laboratoire ont des valeurs de WOF plus élevées de 25% que celles d'éprouvettes conservées à l'air et à la température du corps. Cette diminution a été attribuée à la déperdition du monomère résiduel, qui est connu pour avoir un effet plastifiant sur le PMMA. A 37°C, la mobilité plus grande du monomère a un effet général plus important sur le WOF que la mobilité accrue du milieu de conservation.

De même que pour les ciments acryliques dentaires [HAIL94], les propriétés mécaniques du ciment acrylique chirurgical sont influencées par le relargage hors de la masse de ciment d'éléments de faible poids moléculaire et par l'absorption d'autres éléments à faible poids moléculaire provenant du milieu environnant.

2.3.7 - Techniques de mise en oeuvre

De nouvelles techniques de mise en oeuvre des ciments orthopédiques [VAN H99] ont été élaborées avec l'objectif de réduire le taux de descellement aseptique. L'augmentation de la durée de vie d'une prothèse repose depuis environ 30 ans sur les aspects techniques améliorant la stabilité primaire, notamment par l'utilisation des procédés de mise en oeuvre du ciment de deuxième et de troisième génération. Ils visent à obtenir :

- ◆ un ancrage mécanique solide du ciment dans l'os [HARK92] assurant la stabilité primaire de la prothèse en empêchant tout mouvement à l'interface ciment - os (techniques de deuxième génération),
- ◆ une amélioration de la résistance à long terme des ciments acryliques par diminution de la porosité et amélioration de la pressurisation du ciment lors de sa mise en place (techniques de troisième génération).

Le cimentage de deuxième génération [VAN H99] se caractérise essentiellement par l'utilisation :

- ◆ d'un système de lavage sous pression des surfaces osseuses permettant d'éliminer les débris organiques résultant du fraisage et du râpage,
- ◆ d'un système d'irrigation permettant de maintenir asséché le site receveur et d'améliorer ainsi l'ancrage du ciment dans l'os,

- ◆ d'un bouchon à l'extrémité distale du canal fémoral permettant d'augmenter la pression du ciment dans la cavité osseuse lors de son injection.

La mise en application clinique des ciments de deuxième génération [BERGE97] a permis d'augmenter considérablement la survie des implants fémoraux chez les jeunes patients, mais pas celle des implants acétabulaires. Certains auteurs ont suggéré d'améliorer la résistance à long terme des ciments acryliques en diminuant leur porosité.

Dans le cimentage de troisième génération [VAN H99], la diminution de la porosité est recherchée par :

- ◆ le mélange sous vide du ciment,
- ◆ la centrifugation du ciment avant son application,
- ◆ la diminution de la température par refroidissement préalable des constituants du ciment.

La pressurisation du ciment [VAN H99] peut être obtenue en pratique clinique par :

- ◆ l'utilisation d'un obturateur distal et proximal au niveau fémoral,
- ◆ l'injection fémorale rétrograde du ciment à l'aide d'un pistolet,
- ◆ l'application d'une pression sur le ciment au droit de l'acetabulum avant mise en place de la cupule.

2.3.8 - Inconvénients du ciment

Si le ciment chirurgical remplit ses fonctions de transfert du poids du corps et des charges de service de la prothèse à l'os de manière satisfaisante en raison de ses nombreuses propriétés, il est toutefois reconnu qu'il possède un certain nombre d'inconvénients [LEWI97] dont les six principaux sont les suivants :

- ◆ le ciment est supposé jouer un rôle dans la nécrose thermique osseuse et affecter localement la circulation sanguine, avoir une prédisposition à la formation d'une membrane fibreuse à l'interface os - ciment. Ces phénomènes ont été attribués à la température de polymérisation élevée au centre du manteau de ciment *in vivo*. Cette température dépend de la formulation ;
- ◆ le ciment est supposé prendre part à la nécrose chimique de l'os attribuée au relargage du monomère liquide MMA n'ayant pas réagi avant la polymérisation du ciment dans le lit osseux ;
- ◆ le troisième problème est le retrait du ciment au cours de la polymérisation ;
- ◆ il existe un contraste important entre la rigidité du ciment et l'élasticité de l'acetabulum ;

-
- ◆ le manteau de ciment ainsi que les interfaces os – ciment et implant - ciment ont été identifiés comme étant les 3 zones de faiblesse du système os – ciment - prothèse ;
 - ◆ les particules de ciment produites peuvent interagir avec les tissus environnants, suscitant en réponse la formation de tissus inflammatoires périprothétiques avec constitution de granulomes et augmentant la destruction osseuse.

L'analyse de ciments explantés [PERN96-1] lors d'arthroplasties de révision a mis en évidence des fissures ou des fractures qui pourraient être le témoin de la vulnérabilité de ce composant. Ces fissures et ces hétérogénéités restent cependant difficiles à interpréter, compte - tenu du fait que les ciments préparés en laboratoire et en l'absence de toute charge mécanique présentent déjà des hétérogénéités (vides, fissures).

2.4 - TISSU METALLIQUE DE RENFORCEMENT DU CIMENT

Dans ce paragraphe, nous allons examiner les caractéristiques géométriques de 3 grillages (Toilinox, fond de cotyle grillagé, grillage de la cupule SKH) qui ont été ou sont encore utilisés en chirurgie orthopédique pour renforcer le ciment chirurgical. La Toilinox n'est malheureusement plus disponible et la fabrication de la cupule SKH a été arrêtée. Nous proposons également de retenir certaines dispositions prévues par les règles techniques de conception et de calcul des ouvrages et constructions en béton armé [BAEL91] qui nous paraissent applicables à l'association ciment chirurgical - armature.

2.4.1 - Caractéristiques géométriques des grillages

Les 3 grillages en acier inoxydable 316 L étudiés sont des tissus à maille carrée, constitués de ronds lisses ayant un même diamètre dans les deux directions, dont les dimensions (diamètre x diamètre / ouverture nominale de maille x ouverture nominale de maille), la section d'armature par cm de largeur dans chaque direction, le nombre de nœuds et le poids par cm^2 sont précisés dans le tableau suivant (tableau 2-2) :

tableau 2-2 : caractéristiques géométriques des 3 tissus métalliques

Désignation	Dimensions diamètres / ouvertures nominales de maille (mm x mm/mm x mm)	Section d'armatures dans chaque direction (mm^2/cm de largeur)	Entraxe armatures dans chaque direction (mm)	Poids (g/cm^2)
Toilinox :	0,10 x 0,10 / 0,60 x 0,60			
1 nappe		0,112	0,70	0,018
3 nappes		0,336		0,054
FDCG	0,28 x 0,28 / 0,45 x 0,45	0,838	0,73	0,131
Grillage SKH	0,80 x 0,80 / 3,00 x 3,00	1,323	3,80	0,207

La Toilinox, fournie sous forme de bandes (environ $10 \times 10 \text{ cm}^2$) livrées à plat, était posée au fond de la cavité acétabulaire sphérique et pouvait être disposée, du fait de ses replis, en 3 nappes par endroits (figure 1-10). Pour cette raison le tableau précédent (tableau 2-2) donne les caractéristiques géométriques d'une et de trois nappes de ce tissu métallique.

De ce tableau, il ressort que la section d'armatures dans chaque direction du FDCG est 7,5 fois plus importante que celle d'une nappe de Toilinox et 2,5 fois plus importante que celle de 3 nappes de Toilinox. La section d'armatures dans chaque direction du grillage SKH est 11,8 fois plus importante que celle d'une nappe de Toilinox et 3,9 fois plus importante que celle de 3 nappes de Toilinox. Elle dépend à la fois du diamètre des armatures et de leur espacement. En principe, elle est déterminée par le calcul à partir des propriétés mécaniques des matériaux du composite et des efforts ou combinaisons d'efforts qui lui sont appliqués. On constate également que l'entraxe des fils d'armature de la Toilinox et du FDCG sont sensiblement les mêmes.

2.4.2 - Association ciment – armatures

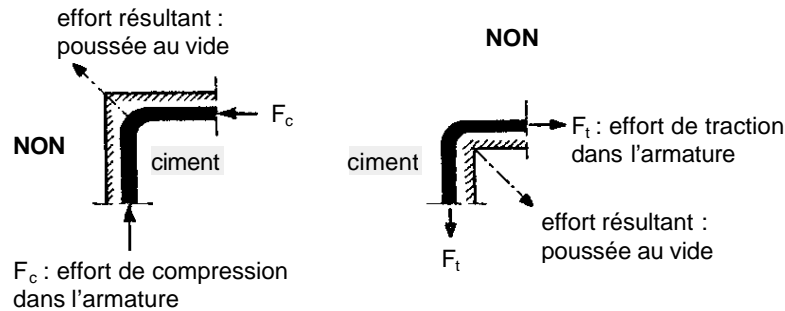
2.4.2.1 - Position des armatures

Le PMMA est un matériau fragile résistant 3 fois moins à la traction qu'à la compression et dont une dimension, l'épaisseur, est petite devant les deux autres. Il s'apparente à une coque sur appuis élastiques. Les armatures destinées à améliorer sa résistance à la traction doivent être placées :

- ◆ parallèlement à son feuillet moyen [PERC92] : la présence d'armatures dans le ciment ne suffit pas à faire de celui-ci du ciment armé. Il faut en plus une organisation structurale spécifique portant sur la forme de la pièce, ainsi que sur la quantité et l'agencement des armatures ;
- ◆ dans les zones où le ciment est soumis aux contraintes maximales de traction, obtenues par les combinaisons de cas de charge les plus défavorables.

La poussée au vide [PERC92] doit être évitée par un tracé judicieux des armatures (figure 2-15) : une armature mise en place dans le ciment à sa périphérie de telle manière qu'elle suive le contour d'un angle de celui-ci peut faire éclater le ciment dans cet angle lorsqu'elle est soumise à un effort de traction ou de compression dont la résultante est orientée vers l'extérieur du ciment (effort de compression dans un angle sortant, effort de traction dans un angle rentrant).

figure 2-15 : poussée au vide



2.4.2.2 - Diamètre des armatures

Pour que le matériau composite ciment – tissu métallique soit relativement homogène, il convient d’employer des fils d’armature d’un diamètre à l’échelle de l’épaisseur h_t (hauteur totale) du ciment.

En béton armé, le diamètre \varnothing_a des barres employées comme armatures longitudinales d’éléments minces (dalles, coques) doit être au plus égal au dixième de l’épaisseur totale de ces éléments h [BAEL91 : article A.7.2,1). Cette règle est également utilisée, par exemple, pour la taille du plus gros granulats entrant dans la composition du béton, dans les essais normalisés de compression. En appliquant cette règle au PMMA, l’épaisseur minimale h_t du ciment pour chacune des 3 armatures devrait être de (tableau 2-3) :

tableau 2-3 : épaisseur minimale du PMMA en fonction du diamètre des armatures dans chaque direction

Armature	Diamètre \varnothing_a (mm)	Épaisseur minimale du ciment h_t (mm)
Toilinox	0,10	1,0
FDCG	0,28	2,8
SKH	0,80	8,0

Le diamètre des armatures de la cupule SKH est bien trop grand puisque, selon cette règle, le ciment devrait avoir une épaisseur minimale de 8 mm. Si l’épaisseur du manteau de ciment est inférieure à 2,8 mm, le diamètre des armatures du FDCG devient trop grand. Par ailleurs, pour limiter la fissuration, il convient de n’utiliser des gros diamètres que dans des pièces suffisamment épaisses [BAEL91 : article A.4.5,323].

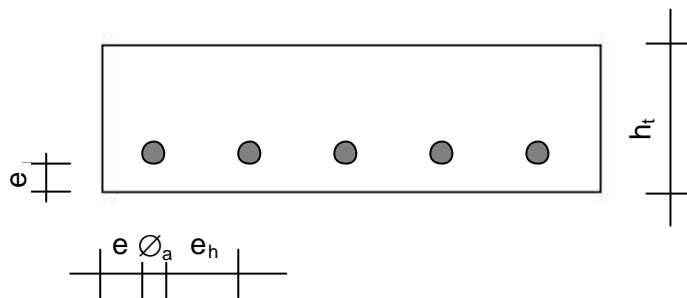
2.4.2.3 - Enrobage et espacement des armatures

2.4.2.3.1 - Enrobage des armatures

L'enrobage e des armatures (figure 2-16) doit être suffisant pour :

- ◆ permettre une bonne adhérence entre l'armature et le ciment [PERC92],
- ◆ assurer une protection suffisante des armatures contre la corrosion (ou la biodégradation du matériau).

figure 2-16 : enrobage des armatures



En béton armé, l'enrobage d'une armature, assuré par des cales, est au moins égal au diamètre de celle-ci [PERC92, BAEL91 : article 7.2,5] afin d'assurer une transmission correcte des forces d'adhérence et un serrage (vibration) correct du béton. Il dépend également de l'agressivité du milieu environnant. En l'absence de plots pour caler les armatures dans le ciment chirurgical, on pourrait prendre le problème à l'envers et limiter le diamètre de l'armature à l'enrobage créé *in vivo* lors de la pressurisation éventuelle du ciment et de la mise en place de la prothèse.

L'enrobage des armatures du FDCG et du grillage de la cupule SKH sera mesuré sur les échantillons obtenus lors des essais de retrait gêné, la pression exercée sur le ciment étant assez proche de celle appliquée par le chirurgien lors de la mise en place de la cupule *in vivo*.

2.4.2.3.2 - Distance entre deux fils d'armature consécutifs

Afin d'assurer une bonne reprise des efforts par les armatures, l'écartement e_n (figure 2-16) des fils d'armatures d'une même nappe ne doit pas dépasser $3 h_t$ dans le cas d'une charge répartie et $2 h_t$ dans le cas de charges concentrées (i.e. ponctuelles) [BAEL91 : article A.8.2,42].

Le tableau suivant (tableau 2-4) donne l'écartement maximal e_h des armatures en fonction de l'épaisseur totale du ciment h_t , suivant que les charges appliquées soient uniformément réparties ou concentrées (charges ponctuelles).

tableau 2-4 : écartement maximal e_h des armatures en fonction de l'épaisseur totale du ciment h_t

Epaisseur ciment h_t (mm)	1	2	3	4	5
Charge répartie : $e_h \leq 3 h_t$ (mm)	3	6	9	12	15
Charges concentrées : $e_h \leq 2 h_t$ (mm)	2	4	6	8	10

Cette règle est respectée par les trois grillages étudiés, l'ouverture nominale de maille étant de 0,6 mm pour la Toilinox, 0,45 mm pour le FDCG et de 3 mm pour le grillage SKH et l'épaisseur minimale de ciment étant d'au moins 5 mm pour la prothèse SKH.

La distance e_h entre 2 fils consécutifs d'une même nappe d'armatures doit également permettre une mise en place correcte du ciment afin de réaliser un enrobage suffisant des armatures et une continuité du matériau ciment. Selon Henky, les mailles de la Toilinox, d'ouverture nominale égale à 0,6 mm, sont suffisamment larges pour laisser passer le ciment. Lorsqu'il met en place le ciment au doigt, il le pousse à travers les mailles du grillage posé au fond de la cavité acétabulaire et le comprime avec une contrainte manuelle maximale, y compris au droit des plots d'ancrage, puis l'impacte. Cette impaction s'apparente un peu à la vibration d'un béton lors de sa mise en place : sa viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement augmente. Le ciment s'écoule alors plus facilement à travers les mailles du grillage (et peut-être dans les interstices osseux) de façon à remplir le moule osseux de manière satisfaisante et à assurer un enrobage correct des armatures.

2.4.2.4 - Adhérence

La transmission par le ciment aux armatures des efforts qu'elles doivent reprendre suppose qu'elles ne puissent pas glisser dans la gaine de ciment qui les entoure ou que les glissements éventuels demeurent dans des limites tolérables [PERC92]. L'adhérence est l'action des forces de liaison qui s'opposent à ce glissement. C'est le phénomène fondamental sans lequel le matériau composite ne pourrait exister. La transmission des efforts aux armatures peut également résulter de la présence de fils transversaux soudés, dans le cas de treillis soudés. On peut penser que les fils transversaux d'un tissu métallique y contribuent au moins pour partie, les nœuds n'étant pas soudés.

L'adhérence joue 3 rôles [PERC92] :

- ◆ elle assure le scellement des armatures,
- ◆ elle assure l'entraînement des armatures sous l'effort de glissement longitudinal provoqué par l'effort de traction,
- ◆ avant fissuration, elle permet aux armatures de travailler solidairement avec le ciment tendu. Après fissuration, elle assure la répartition des fissures et l'équilibre des efforts de traction par les armatures, en maintenant une liaison entre le ciment et l'armature dans les zones comprises entre les fissures.

La rupture d'adhérence peut se produire de 2 manières différentes :

- ◆ soit par glissement du fil dans le ciment qui reste apparemment intact, si ce fil est au centre d'une section de ciment de dimensions transversales importantes,
- ◆ soit par fissuration longitudinale et rupture du ciment d'enrobage si le fil est trop proche d'un parement (angle ou face). Dans ce cas, la gaine de ciment qui enserre le fil à la manière d'un étai s'ouvre et l'adhérence disparaît.

L'adhérence est d'autant plus grande que [PERC92] :

- ◆ la surface latérale des fils est plus rugueuse. Les trois armatures étudiées sont des ronds lisses et non des armatures à haute adhérence;
- ◆ la gaine de ciment qui enserre le fil est plus épaisse. Elle dépend de l'enrobage des fils;
- ◆ la résistance à la traction du ciment est plus élevée;
- ◆ l'étai constitué par la gaine de ciment est plus important : une compression dans une direction perpendiculaire à celle de l'armature augmente l'adhérence, une traction dans une direction perpendiculaire à celle de l'armature la diminue.

Le risque de glissement de l'armature sera d'autant moindre, pour une section d'armatures donnée A destinée à reprendre un effort donné, que :

- ◆ le périmètre u de l'ensemble des fils constituant cette section A sera plus important : plus le diamètre \varnothing_a des armatures sera petit, plus leur nombre n sera élevé, plus u sera grand.
On a :
$$A = n \times \varnothing_a^2 / 4 \quad \text{et} \quad u = n \times \varnothing_a;$$
- ◆ le nombre de nœuds n de croisement des fils sera important (là aussi, pour A donnée, plus \varnothing_a sera petit, plus n sera grand).

tableau 2-5 : nombre de noeuds par cm² et périmètre des fils d'armatures par cm de largeur

Désignation	Nombre de noeuds	Section d'armatures A	Nombre de fils	Périmètre des fils u	u / A
		dans chaque direction, par cm de largeur			
	(par cm ²)	(mm ² /cm de largeur)	(/cm de largeur)	(mm/cm de largeur)	mm ⁻¹
Toilinox (1 nappe)	204	0,112	14,3	4,49	40,09
FDCG	185	0,838	13,7	12,05	14,43
Grillage SKH	7	1,323	2,6	6,61	5,00

Le nombre de noeuds par cm² d'une nappe de Toilinox et du FDCG (tableau 2-5) sont du même ordre de grandeur, respectivement 204 et 185, l'entraxe des armatures et donc le nombre de fils par cm de largeur étant sensiblement les mêmes. Le nombre de noeuds par cm² du grillage SKH est particulièrement faible et contribue peu à l'adhérence ciment – armature. De même, le périmètre u des fils du grillage SKH par unité de largeur est très faible. En rapportant le périmètre u à une section d'armatures égale à l'unité, on observe que la Toilinox est la plus performante. Debraeve [DEBR98] avait d'ailleurs constaté dans ses essais de flexion 3 points réalisés avec des éprouvettes renforcées par un grillage SKH que le ciment cédait bien avant le grillage. Lors d'un renforcement avec ce grillage, il y a peu d'adhérence entre le ciment et l'armature et il se produit rapidement un glissement entre les deux surfaces en contact, l'effort de traction supporté par le ciment ne pouvant plus alors être transmis à l'armature. Dans le cas d'un ciment renforcé par le grillage FDCG, Debraeve avait observé que le ciment et le grillage restaient solidaires.

2.4.3 - Facilité de mise en place

2.4.3.1 - Souplesse des armatures

La souplesse des tissus métalliques leur permet d'épouser la forme de la cavité acétabulaire. C'est le cas de la Toilinox (diamètre des fils 0,10 mm) dont la grande souplesse lui permet de s'adapter aux contours de la cavité acétabulaire [HENK85].

Henry préférerait que le « fond de cotyle grillagé » (diamètre des fils 0,28 mm) soit plus souple pour qu'il s'adapte mieux à la forme de la cavité acétabulaire. Vidal est d'avis qu'il est possible de le modeler. Le grillage (0,22 x 0,22 / 1,00 x 1,00 mm x mm / mm x mm) utilisé par Kempf et Brugger [BRUG87, KEMP87, KEMP91] dans leurs essais mécaniques leur a paru un peu rigide. Selon eux, au-delà d'un certain diamètre de fils voisin de 0,30 à 0,40 mm, les grillages, trop rigides, deviennent difficiles à mettre en place. Le grillage de la cupule SKH est évidemment trop rigide. Il n'est de toute façon pas destiné à s'adapter aux contours de la cavité osseuse puisqu'il en est éloigné d'au moins 1,65 mm par les plots métalliques.

2.4.3.2 - Forme du tissu métallique

La Toilinox, présentée sous forme de bandes livrées à plat façonnées et superposées au cours de l'intervention de manière à épouser la forme de la cavité acétabulaire, pouvait glisser lors de la mise en place du ciment et de la cupule, réduisant ainsi la probabilité de survie de la prothèse à long terme. Pour remédier à ce problème, deux solutions ont été proposées :

- ◆ la forme du FDCG est une hémisphère tronquée dans sa partie équatoriale de manière à pouvoir utiliser cet implant avec différents types de cupules cimentées sans dépasser de l'acetabulum. Cette armature est indépendante de la cupule et peut être posée au fond de l'acetabulum. Elle présente 3 bossages destinés à être positionnés dans les trous d'ancrage forés dans le support osseux à l'aide d'un gabarit . Le diamètre équatorial de l'armature, égal à celui du dernier diamètre de fraise utilisé, de même que les 3 bossages, empêchent le glissement ou la rotation du grillage. C'est à la fois un avantage et un inconvénient. Du fait de l'ajustement des diamètres, il est difficile de rectifier la position de l'armature lorsque les bossages sont décalés par rapport aux trous d'ancrage. Pour bloquer l'armature lors de la mise en place du ciment et de la prothèse, Henry tronque la partie inférieure du grillage sur 1 ou 2 mm de telle manière qu'il vienne buter en zone III. Un diamètre de FDCG légèrement inférieur à celui de la dernière fraise utilisée faciliterait sa mise en place.
- ◆ le grillage de la cupule SKH est solidaire de celle-ci et ne peut donc pas glisser lors de sa mise en place. Il est cependant difficile d'exercer une pression suffisante [VAN H99] sur le ciment. Le rebord de l'anneau périphérique sur lequel est fixé le grillage peut accrocher la partie latérale du toit acétabulaire, ce qui verticalise la cupule et empêche son impaction au fond de l'acetabulum. L'anneau métallique, au contact avec l'air jusqu'à la fin de l'implantation de la prothèse fémorale, a l'avantage de faciliter l'évacuation de la chaleur de polymérisation vers l'extérieur.

On peut remarquer que, du fait du dessin de l'implant, le grillage SKH est plus près de la cupule (à 1,4 mm) que de l'interface os – ciment. Du fait de cette position de l'armature, et de sa solidarisation avec la prothèse, elle renforce d'avantage la cupule et son interface avec le ciment que le ciment lui-même et son interface avec l'os.

2.4.3.3 - Plots

Les plots présentent théoriquement l'avantage d'assurer une épaisseur minimale et constante du ciment. L'analyse radiographique à plus de 7 ans d'une série consécutive et homogène de 118 arthroplasties primaires totales de hanches cimentées avec le système modulaire S.K.H. – S.K.S réalisée par Van Hille [VAN H99] montre que cette assertion n'est pas vérifiée lorsqu'une cupule SKH est implantée. En effet, l'épaisseur du ciment mesurée entre le support osseux et l'extérieur du grillage varie de moins de 3 mm à plus de 10 mm, avec une valeur moyenne de 4,4 mm, alors que la hauteur des plots est égale à 1,65 mm à partir du nu de l'armature.

L'épaisseur moyenne totale du ciment mesurée est égale à 7,15 mm, ce qui est beaucoup. L'anneau métallique accroché au bord latéral osseux (figure 1-14) gêne vraisemblablement la mise en place correcte de la prothèse et peut expliquer ces écarts d'épaisseur de ciment.

De plus, les 1,65 mm d'épaisseur des plots métalliques de la cupule SKH et l'espacement entre le grillage et la cupule imposent une épaisseur totale de ciment au moins égale à 4,5 mm, ce qui réduit l'épaisseur de la prothèse en polyéthylène. Par ailleurs, dès que les plots arrivent en butée contre le support osseux, il n'est plus possible d'exercer de pression sur le ciment dont les propriétés mécaniques peuvent se révéler alors insuffisantes. Les plots métalliques ne devraient être au contact direct de l'os [DEBR98], car du fait de la conductivité élevée de l'acier, la température serait aussi élevée à l'interface qu'au niveau du plot lui-même.

2.4.4 - Repousse osseuse

Henky a constaté au cours d'une reprise pour descellement fémoral une réhabilitation osseuse du grillage aux endroits où le ciment n'avait pas traversé les mailles de l'armature. Cet ancrage secondaire solide avait rendu l'extraction du ciment difficile. Vidal estime qu'un grillage joue un rôle dans la réhabilitation osseuse, aux endroits où le ciment ne traverse pas le grillage.

Il a été montré [DELA93-2] que la repousse osseuse autour d'une cupule sans ciment dépendait du type d'os dans lequel était implanté la prothèse : lorsque l'implant est au contact de l'os cortical, il y a formation prédominante d'os compact dense avec apparition d'ostéons (figure 2-2), si le diamètre des pores est au moins égal à 75 micromètres. L'ouverture nominale des mailles des 3 grillages étudiés est nettement supérieure à 0,075 mm.

Lorsque l'implant est au contact de l'os spongieux, il y a formation d'os trabéculaire moins dense, sans système haversien (figure 2-2). Cet os est moins résistant du point de vue mécanique, mais il apparaît plus tôt en raison de la meilleure vascularisation du tissu spongieux.

Les bons résultats obtenus jusqu'à présent avec du ciment renforcé par de la Toilinox tapissant l'intégralité de l'acetabulum laissent penser qu'un tissu ayant cette section d'armatures, ces dimensions (diamètre et espacement des fils), ces caractéristiques mécaniques et positionné de la sorte est suffisant pour assurer la stabilité à long terme du ciment et de la prothèse, au moins chez les personnes âgées ou à faible niveau d'activité.

2.5 - PROPRIETES COMPAREES DU SYSTEME OS – CIMENT – IMPLANT ACETABULAIRE

2.5.1 - Propriétés thermiques

La température à l'interface os – ciment, qui ne devrait pas dépasser le seuil critique de coagulation des protéines (56°C), est fonction de plusieurs paramètres [CALD83] tels que la quantité de chaleur produite par le ciment, la vitesse à laquelle cette chaleur est produite, la conductivité thermique et la capacité calorifique de l'os, de la prothèse et du ciment, les conditions initiales du système os – ciment – prothèse (température initiale et ambiante, préparation du ciment, etc.). Toutefois, le paramètre le plus important pour disperser la chaleur à l'interface [CALD83, HUIS80] est la conductivité thermique de l'os alors que le refroidissement vasculaire n'a qu'une influence marginale. Le tableau suivant (tableau 2-6) rapporte les propriétés thermiques des différents matériaux du système, ainsi que celles du polytétrafluoroéthylène (PTFE) utilisé dans nos essais thermiques pour simuler l'os et la cupule en polyéthylène UHMWPE.

tableau 2-6 : propriétés thermiques comparées des matériaux du système os – ciment - cupule [CALD83, DAL95, LENO0, ZOR02]

Matériau	Masse volumique (kg/m³)	Chaleur massique (J/kg°C)	Conductivité thermique (W/m°C)	Coefficient de dilatation thermique (1/°C)
Ciment PMMA	1,18 x 10 ³	1,6 x 10 ³	0,17	0,081 x 10 ⁻³
Acier inoxydable	7,80 x 10 ³	0,49 x 10 ³	15	0,016 x 10 ⁻³
Os cortical	2,1 x 10 ³	1,26 x 10 ³	0,3 – 0,5	0,015 x 10 ⁻³
Os spongieux	1,0 x 10 ³	4,18 x 10 ³	0,4	
Polyéthylène HDPE	0,93 x 10 ³	2,22 x 10 ³	0,29	
PTFE	2,2 x 10 ³	1,04 x 10 ³	0,23	0,130 x 10 ⁻³

Les données concernant les propriétés thermiques de l'os humain sont rares. Il manque celles de l'os sous - chondral. Elles varient beaucoup d'un individu à l'autre et selon qu'elles soient mesurées *in vivo* ou sur des pièces anatomiques. Les masses volumiques peuvent être plus faibles chez des sujets âgés, même sains [DAL95].

2.5.2 - Propriétés mécaniques

Les matériaux du système os du pelvis – ciment grillagé – cupule sont essentiellement caractérisés dans la littérature par leur module d'Young E ainsi que par leur coefficient de Poisson ν . Le tableau suivant (tableau 2-7) donne un ordre de grandeur de certaines performances mécaniques du ciment par rapport aux autres éléments du système. Les modules d'Young de l'os spongieux et de l'os sous-chondral variant d'un auteur à l'autre, nous avons retenu ceux de Dalstra, Schuller et al. [DAL95, SCHU93]. Le module d'Young de l'os spongieux présente l'avantage d'avoir été mesuré par ces auteurs. Le module d'Young du cartilage acétabulaire est extrait d'une publication de Vasu et al. [VASU82].

tableau 2-7 : propriétés mécaniques comparées des matériaux du système os – ciment - cupule [VASU82, MERC93, SCHU93, DAL95, ZOR02]

Matériau	Module d'Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν	Résistance à la rupture par traction (MPa)	Résistance à la rupture par compression (MPa)	Résistance à la rupture par fatigue (10^8 cycles) (MPa)
Os cortical	17 000	0,3	100	200	30
Os spongieux	1 à 132	0,2			
Os sous -chondral	186 à 2 155	0,3			
Cartilage acétabulaire	14				
Ciment PMMA	2 000 – 2 300	0,3	25	80	14
Polyéthylène UHMWPE	700	0,3	40	20	
Acier 316 L	193 000	0,28	520		300
Alliage de titane	110 000	0,3	1 185		400
Alliage cobalt-chrome (Protasul 10)	220 000	0,3	835		500
Céramique (alumine)	350 000 – 420 000	0,3	270	4 000	
Céramique (zircone)	186 000	0,33	551		

L'examen de ce tableau montre que :

- ◆ la structure osseuse du bassin [FICA87] est organisée en sous - structures de résistance croissante : cartilage, spongieux, os sous - chondral, corticales. Cette organisation a pour effet d'amortir progressivement les contraintes et les vibrations, et d'absorber les chocs ;
- ◆ le module d'Young du PMMA se situe dans la limite supérieure de celui de l'os sous - chondral ;
- ◆ le module d'Young du cartilage acétabulaire est 150 fois plus petit que celui du PMMA et 50 fois plus petit que celui du polyéthylène UHMWPE ;
- ◆ les modules d'Young des alliages d'acier 316 L, de titane, de chrome – cobalt ainsi que des céramiques (alumine, zircone) sont totalement disproportionnés d'une part par rapport au cartilage auquel ils sont substitués, d'autre part par rapport à la structure osseuse dans laquelle ils sont intégrés, en particulier l'os sous - chondral support de l'implant et l'os spongieux adjacent.

Lors d'une arthroplastie totale de la hanche, l'ensemble ciment chirurgical – cupule, d'une épaisseur d'environ 11 à 18 mm, est substitué au cartilage acétabulaire d'une épaisseur d'environ 2,5 mm [VASU82].

A l'image du cartilage articulaire recouvrant l'acetabulum et la tête fémorale, les matériaux constitutifs de l'ensemble ciment – cupule et de tout ou partie de la tête fémorale devraient avoir :

- ◆ une certaine déformabilité permettant d'ajuster les centres de rotation de la tête et de la cupule et d'augmenter la congruence entre les deux surfaces articulaires au contact. C'est le cas du polyéthylène UHMWPE articulé avec d'autres matériaux, mais pas des couples céramique – céramique ou métal – métal ;
- ◆ un comportement viscoélastique leur permettant d'amortir les chocs. C'est encore le cas du polyéthylène UHMWPE, et un peu celui du PMMA.

Les propriétés mécaniques des matériaux du système os – ciment + armatures – cupule ont été rappelées dans ce chapitre par analogie au béton armé. Une fois celles-ci déterminées, nous pouvons examiner les actions et les sollicitations exercées pendant la phase provisoire puis la phase définitive sur le système. Ce sera l'objet des deux chapitres suivants.

CHAPITRE 3

PHASE PROVISOIRE

3.1 - ESSAIS THERMIQUES

3.1.1 - Introduction

Le ciment chirurgical est préparé au cours de l'intervention, juste avant sa mise en place dans l'acetabulum par le chirurgien, par mélange de deux constituants : le monomère liquide MMA et la poudre, composée de billes prépolymérisées de PMMA. Ce mélange polymérise et durcit en quelques minutes *in vivo*. La prise du ciment s'accompagne d'une forte élévation de température qui est supposée nécroser les tissus périprothétiques. Le ciment subit également une variation de volume [PERN96-1] entre le début du mélange et la fin de la polymérisation. Au début de la réaction, un phénomène d'expansion très modéré est observé pendant quelques minutes, suivi d'une diminution de volume correspondant au retrait. Le phénomène d'expansion reste très modéré. Il est sans doute lié à la dilatation des composants durant l'augmentation de température due à la réaction de prise.

Nous avons voulu savoir si la présence d'un grillage dans le ciment pouvait réduire la température maximale de polymérisation du ciment, particulièrement à l'interface os – ciment, et connaître ses effets sur le retrait du ciment.

3.1.2 - Matériel et méthode

Nous nous sommes inspirés, pour les essais thermiques, de l'annexe C (normative) de la norme internationale ISO/DIS 5833 : Implants chirurgicaux - Ciments à base de résine acrylique – 1999 [I/D5833]. Les spécifications de la norme ASTM F451-99a : Standard Specification for Acrylic Bone Cement [A F 451] s'en rapprochent.

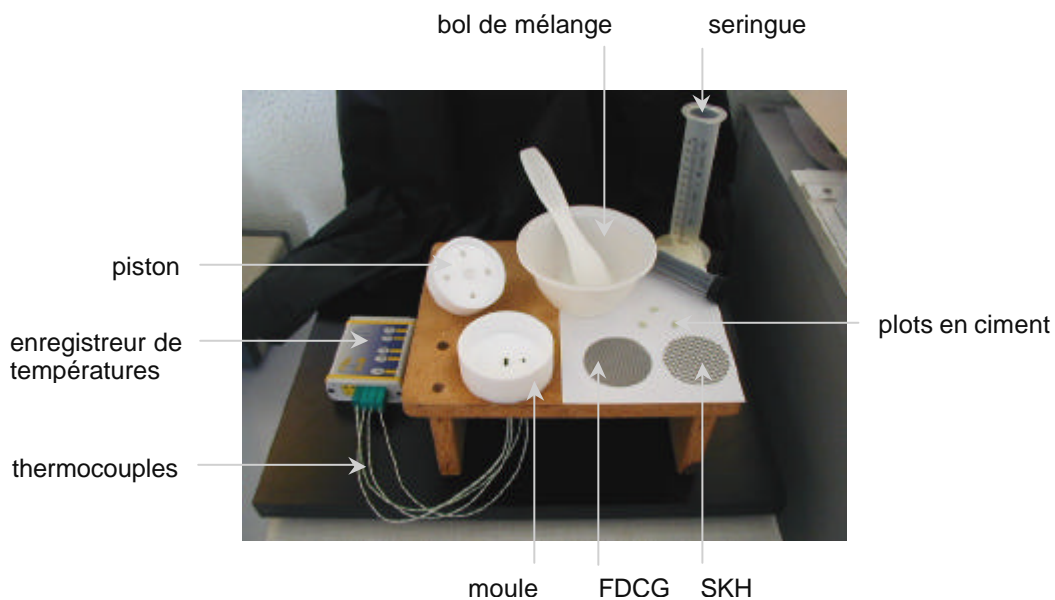
Cette annexe définit une méthode permettant de déterminer la température maximale et le temps de durcissement du mélange poudre – liquide. Ce temps est celui qui est nécessaire pour atteindre une température égale à la moyenne arithmétique de la température ambiante et de la température maximale (figure 2-9).

Lorsque les caractéristiques de durcissement sont déterminées par cette méthode, la valeur moyenne de la température maximale, mesurée en un point au milieu et à mi-hauteur de 2 à 4 éprouvettes de ciment de diamètre 60 mm et de hauteur 6 mm, ne peut excéder 90°C, avec un écart maximal par rapport à la moyenne de $\pm 5^\circ\text{C}$.

3.1.2.1 - Appareillage

Le moule et le piston en polytétrafluoroéthylène (figure 1) étaient équipés de 4 ou 5 thermocouples K de classe 1 (figure 2) de même longueur, reliés à un enregistreur de températures 6 voies Curve-X (précision $\pm 1^\circ\text{C}$ de 0° à 300°C) (Labomat Essor, Saint-Denis, France). Le transfert de données sur PC était assuré via le progiciel CX-Easysoft. Le piston était pourvu de 4 événements destinés à faciliter l'extrusion du ciment excédentaire et d'une vis métallique aidant au démoulage. Afin d'éviter tout contact entre la vis métallique du piston et l'éprouvette de ciment en cours de polymérisation, un bouchon de polytétrafluoroéthylène, appelé par la suite PTFE, avait été placé en partie inférieure du trou taraudé. Ce contact aurait favorisé l'évacuation de la chaleur vers l'extérieur. Un agent de démoulage aux silicones était vaporisé sur les faces internes du moule et du piston.

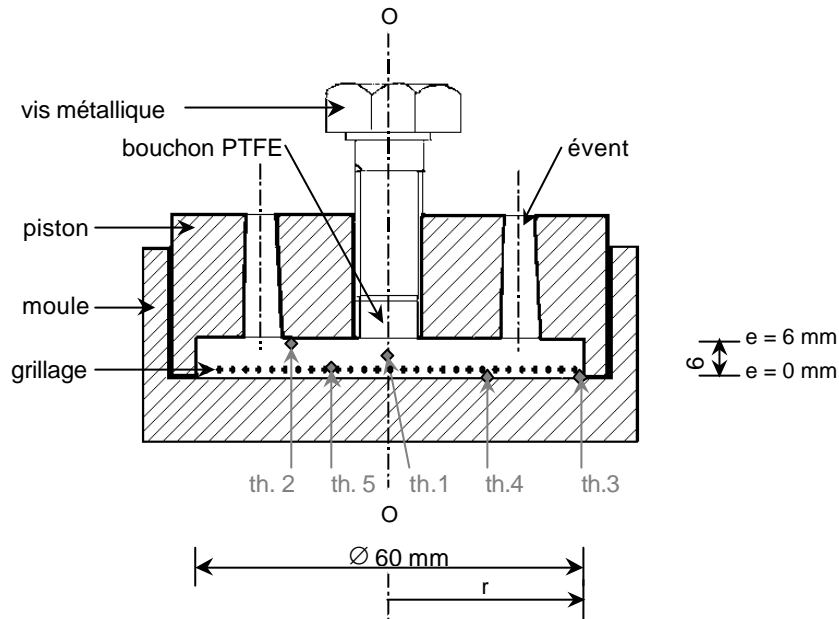
figure 1 : matériel d'essai



Les thermocouples étaient placés de manière à mesurer la température en fonction du temps en différents points de l'éprouvette de ciment. Deux serre-joints en forme de C maintenaient ensemble le moule et le piston après insertion du mélange.

Dans ces essais, le moule était assimilé à un acetabulum et le piston à une cupule en polyéthylène. Le diamètre intérieur du moule, soit 6 cm, est dans la limite supérieure du diamètre d'un acetabulum de personne adulte. De même, la face inférieure du moulage en PMMA peut être comparée à la zone de ciment à l'interface ciment - os *in vivo* et la face supérieure à celle à l'interface ciment – implant acétabulaire.

figure 2 : position des thermocouples



3.1.2.2 - Conditions d'essai

L'annexe C de la norme ISO/DIS 5833 impose une température de $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ et une humidité relative d'au moins 40% pour la conservation du matériel de mélange et d'essai, des constituants du ciment ainsi que pour la réalisation de l'essai. Après avoir procédé à une série d'essais dans ces conditions, nous avons choisi d'en réaliser une deuxième en nous rapprochant des conditions réelles de stockage des produits, de mélange des constituants au bloc opératoire, pendant l'intervention, et de polymérisation *in vivo*. Les résultats de cette deuxième série sont présentés ci - dessous.

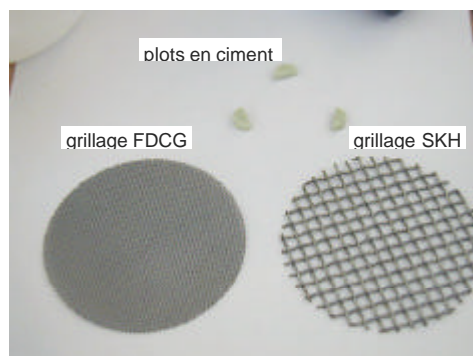
L'équipement de mélange, le contenu des unités de ciment (poudre et liquide) ainsi que le piston étaient conservés pendant au moins 2 heures avant l'essai à une humidité relative d'au moins 40% et une température d'environ 19°C , proche de celles mesurées au bloc opératoire à proximité de la table d'instruments et du patient. Le mélange des constituants était effectué dans les mêmes conditions.

Le moule équipé des thermocouples était conservé pendant au moins 2 heures dans une étuve à une température de $36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ et une humidité relative d'au moins 40%. Lorsque le ciment était introduit dans le moule, la température dans l'étuve descendait aux environs de $32^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, cette température ayant été relevée en plusieurs points de l'acetabulum d'un patient avant injection du ciment au cours d'une arthroplastie totale de hanche. La polymérisation se poursuivait ensuite dans l'étuve où la température remontait progressivement.

3.1.2.3 - Mode opératoire

Le liquide et la poudre d'une unité de ciment chirurgical Palacos® LV-40 (Low Viscosity) étaient mélangés de la manière suivante : le contenu d'un sachet était ajouté à celui d'une ampoule dans un bol de mélange en polypropylène (figure 1), puis les deux constituants étaient malaxés avec une spatule à une fréquence d'environ 1 Hz pendant 30 secondes. Cette fréquence de battement permet d'obtenir un mélange homogène des constituants dans le délai fixé par le fabricant en limitant le phénomène d'inclusion d'air. Le mélange était laissé au repos dans le bol pendant 1 minute, afin que les bulles d'air formées pendant le malaxage puissent s'échapper, puis était versé dans la seringue (figure 1). Le ciment était ensuite injecté dans le moule, 4'30'' après le début du mélange, après insertion éventuelle d'un grillage au fond du moule ou sur des plots en ciment (figure 3). Pendant l'injection, le grillage était soulevé légèrement par le ciment et n'était donc pas en contact direct avec le fond du moule ou avec les thermocouples th. 3 et th. 4 (figure 2).

figure 3 : grillages FDCG et SKH - plots en ciment



Deux tissus en acier inoxydable 316L à maille carrée (figure 3) étaient utilisés pour ces essais :

- ◆ le "fond de cotyle grillagé", de dimensions 0,28 x 0,28 / 0,45 x 0,45 mm (diamètre dans chaque direction / ouverture nominale de maille dans chaque direction),
- ◆ le grillage de la cupule SKH, de dimensions 0,80 x 0,80 / 3,00 x 3,00 mm.

Il n'a pas été possible de réaliser d'essais avec de la Toilinox, ce grillage n'étant malheureusement plus disponible.

Cinq types d'essais ont été réalisés, au cours desquels des éprouvettes de ciment de diamètre 60 mm et d'épaisseur 6 mm étaient coulées :

- ◆ sans grillage,
- ◆ ou avec FDCG :
 - au fond du moule ($e = 0$ mm),
 - ou à mi-hauteur de l'éprouvette de ciment ($e = 3$ mm),
- ◆ ou avec grillage SKH :
 - au fond du moule ($e = 0$ mm),
 - ou à mi-hauteur de l'éprouvette de ciment ($e = 3$ mm).

La température était enregistrée en fonction du temps, avec un pas d'acquisition de 1 seconde, par 4 ou 5 thermocouples (th. 1 à 5) en différents points de l'éprouvette de ciment (figure 2) lors de sa polymérisation, à partir du début de l'injection du ciment dans le moule, soit 4'30" après le début du mélange. Les thermocouples étaient disposés de la manière suivante :

- ◆ th. 1 : au centre du disque à une hauteur de 3 mm à partir du fond du moule ($e = 3$ mm). Cette mesure est prévue par les normes ISO/DIS 4833 et ASTM F451-99a;
- ◆ th. 2 : à une hauteur de 6 mm à partir du fond du moule ($e = 6$ mm), à une distance du centre de 15 mm ($r = 15$ mm), pour éviter une interaction avec le thermocouple th. 1;
- ◆ th. 3 : dans l'angle ($r = 30$ mm) formé par la base de l'éprouvette ($e = 0$ mm) avec son bord vertical;
- ◆ th. 4 : en un point de la base de l'éprouvette ($e = 0$ mm) situé à une distance du centre du disque de 15 mm ($r = 15$ mm), r étant le rayon;
- ◆ th. 5 : au contact du grillage, le cas échéant.

3.1.2.4 - Calcul et expression des résultats

3.1.2.4.1 - Température [I/D5833]

Pour chaque unité de ciment, une courbe des températures enregistrées par rapport au temps était tracée (figure 2-9). La température la plus élevée était ensuite notée comme étant la température maximale pour l'échantillon. La valeur moyenne et l'écart type pour les différentes déterminations étaient ensuite calculés.

3.1.2.4.2 - Temps de durcissement [I/D5833]

Sur la courbe réalisée précédemment (figure 2-9), le temps de durcissement, T_{set} , était mesuré depuis le début du mélange jusqu'à ce que la masse en cours de polymérisation atteigne :

$$T_{set} = \frac{T_{max} + T_{amb}}{2}$$

où : T_{amb} est la température ambiante enregistrée,

T_{max} est la température la plus élevée ayant été atteinte.

3.1.2.4.3 - Retrait

La température des éprouvettes à la sortie du moule variant en fonction de la température ambiante et du temps nécessaire pour les démouler, nous avons préféré mesurer le retrait apparent à une même température ambiante d'environ 23°C pour l'ensemble des spécimens. Le diamètre du moule et de chaque éprouvette a été mesuré à mi - hauteur en plusieurs points à l'aide d'un pied à coulisse. De même, la profondeur du piston et l'épaisseur de chaque échantillon ont été relevées en plusieurs points. La moyenne de ces valeurs a été calculée. Le retrait apparent a été ensuite déterminé de la manière suivante :

- ◆ retrait volumique apparent : $R_{va} = \frac{V_m - V_e}{V_m}$ exprimé en %,
 - ◆ retrait surfacique apparent : $R_{sa} = \frac{S_m - S_e}{S_m}$ exprimé en %. Il caractérise le retrait apparent dans le plan moyen de l'éprouvette, parallèle à celui de l'armature ;
 - ◆ retrait transversal apparent : $R_{ta} = \frac{E_m - E_e}{E_m}$ exprimé en %. Il indique le retrait apparent dans l'épaisseur de l'échantillon, perpendiculaire au plan de l'armature,
- avec V_m , S_m , E_m respectivement le volume, la surface et la hauteur à l'intérieur du moule et V_e , S_e , E_e respectivement le volume, la surface et l'épaisseur de l'échantillon.

3.1.3 - Résultats

3.1.3.1 - Température de polymérisation et durée d'exposition à cette température

3.1.3.1.1 - Résultats expérimentaux

Les figures 3-4 à 3-8 présentent des courbes température de polymérisation – temps enregistrées par les 4 ou 5 thermocouples (th. 1 à 5) lors des essais réalisés pour chacune des 5 configurations choisies, dans l'ordre suivant :

- ◆ sans grillage (figure 4),
- ◆ avec grillage FDCG à $e = 0$ mm, c'est-à-dire au fond du moule (figure 5),
- ◆ avec grillage SKH à $e = 0$ mm (figure 6),
- ◆ avec grillage FDCG à $e = 3$ mm, soit au milieu de l'épaisseur du ciment (figure 7),
- ◆ avec grillage SKH à $e = 3$ mm (figure 8).

Le tableau 3-1 et les histogrammes 3-9 et 3-10 montrent l'influence de la présence d'un grillage FDCG ou SKH et de sa position sur la température maximale de polymérisation et le temps mis pour atteindre cette température relevés en plusieurs points des éprouvettes.

figure 4 : essai sans grillage

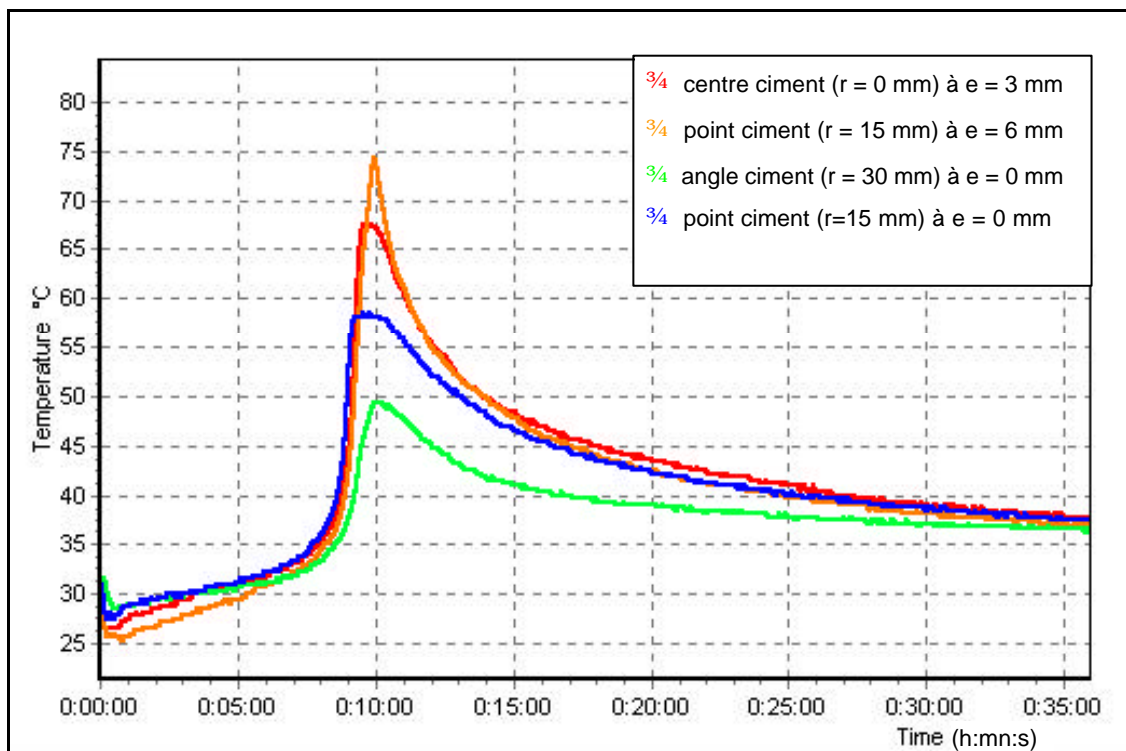


figure 5 : essai avec grillage FDCG au fond du moule (e = 0 mm)

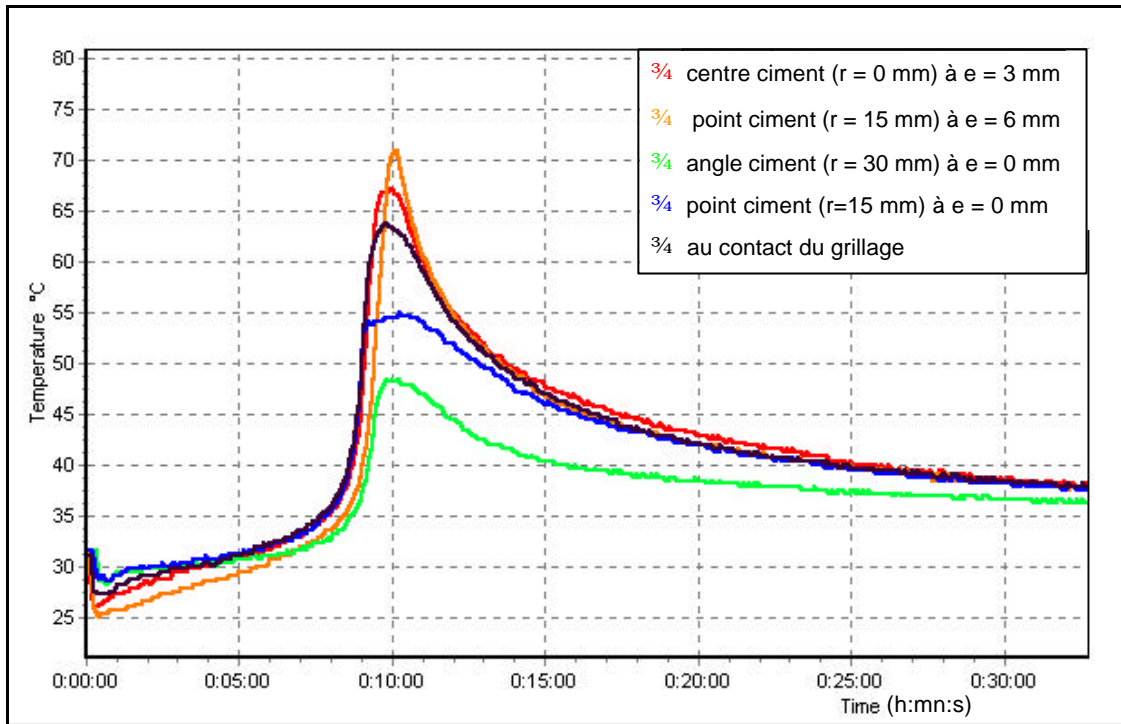


figure 6 : essai avec grillage SKH au fond du moule (e = 0 mm)

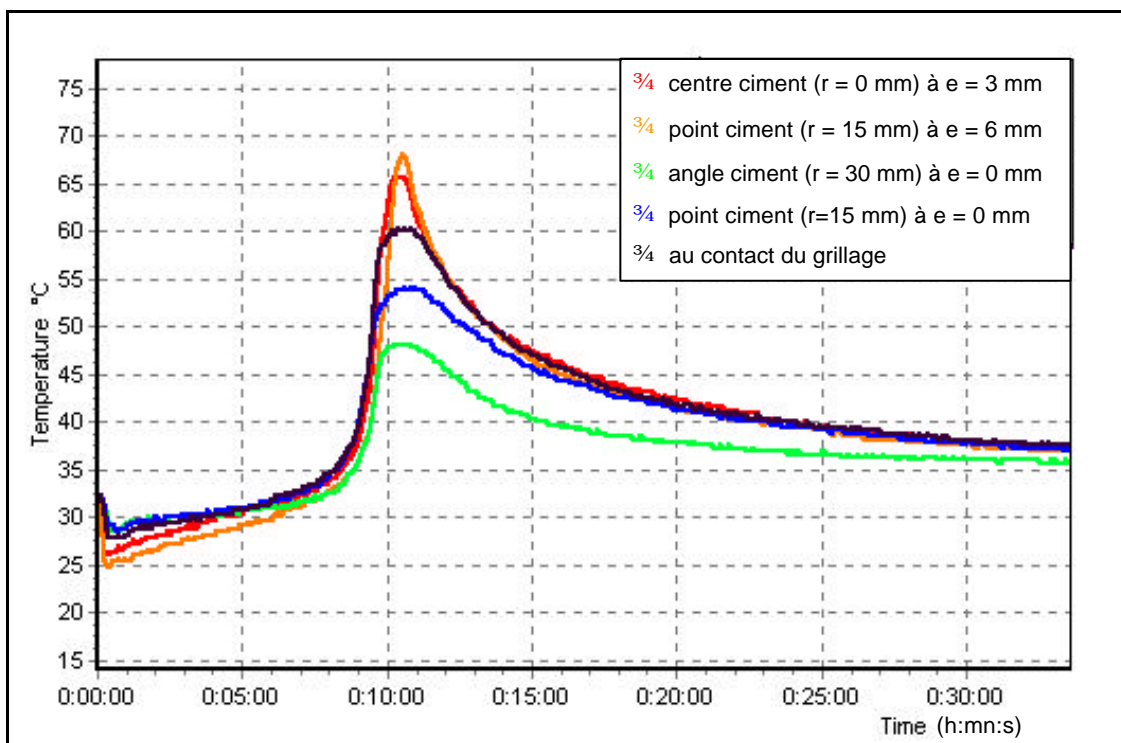


figure 7 : essai avec grillage FDCG à mi-hauteur (e = 3 mm)

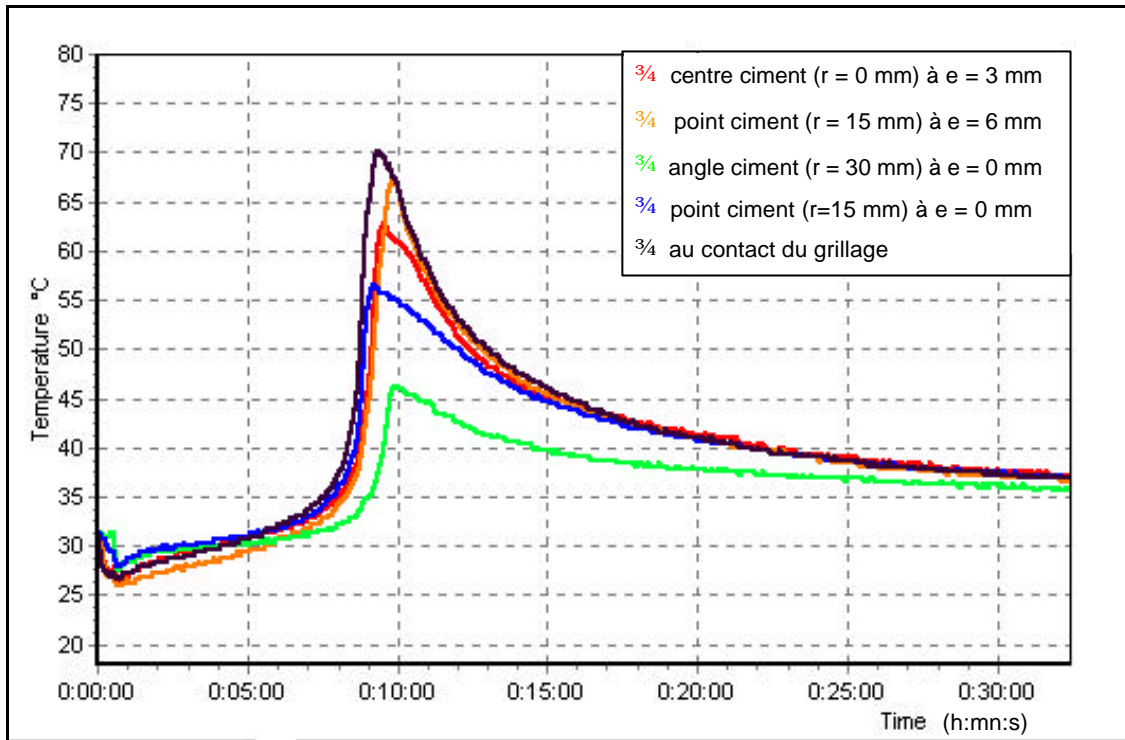


figure 8 : essai avec grillage SKH à mi-hauteur (e = 3 mm)

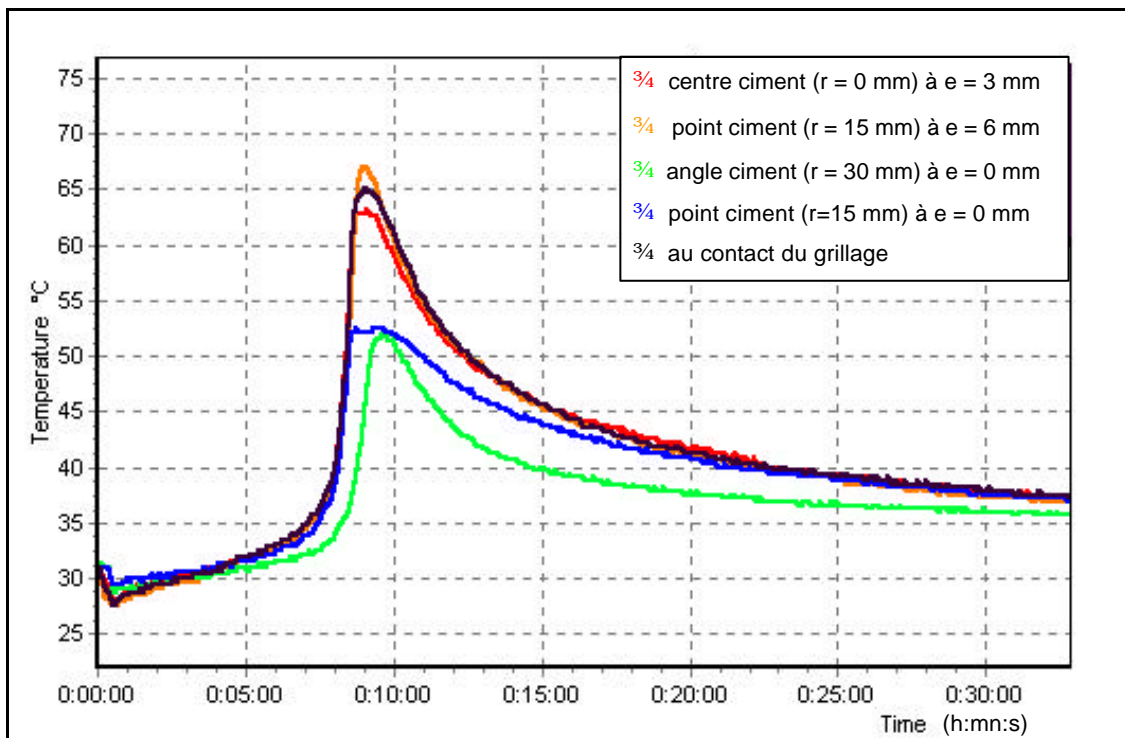


tableau 3-1 : influence de la présence d'un grillage et de sa position sur la température maximale de polymérisation et le temps mis pour atteindre cette température

Grillage	Nbre essais		Conditions d'essai					Températures maximales enregistrées et temps mis pour atteindre ces valeurs												
			local		étuve 1		étuve 2		th. 1			th. 2		th. 3		th. 4		th. 5		
			température	température	humidité	température	humidité	centre ciment			ciment à r = 15 mm		bord ciment		ciment à r = 15 mm		sur grillage			
			θ	θ	% H.R.	θ	% H.R.	e = 3 mm			e = 6 mm		e = 0 mm		e = 0 mm					
			°C	°C		°C		durcissement		température maximale	temps (θ maxi)	température maximale	temps (θ maxi)	température maximale	temps (θ maxi)	température maximale	temps (θ maxi)	température maximale	temps (θ maxi)	
					θ _{set} (°C)	t _{set} (mn)	θ (°C)	t (mn)	θ (°C)	t (mn)	θ (°C)	t (mn)	θ (°C)	t (mn)	θ (°C)	t (mn)				
Ciment seul	11	Moyenne	19,7	31,7	52,6	21,6	70,2	43,7	0:13:09	67,7	0:14:02	74,1	0:14:14	50,4	0:14:21	59,8	0:13:49			
		Ecart type	0,1	0,3	0,9	0,4	3,7	0,4	0:00:15	0,9	0:00:16	1,2	0:00:17	1,5	0:00:14	3,1	0:00:12			
FDCG (e = 0 mm)	7	Moyenne	19,5	31,5	52,7	20,4	65,4	42,6	0:13:27	65,6	0:14:23	70,7	0:14:40	49,2	0:14:39	54,8	0:14:47	59,5	0:14:27	
		Ecart type	0,4	0,5	1,4	0,6	4,1	0,9	0:00:21	1,5	0:00:29	1,3	0:00:22	2,1	0:00:35	1,0	0:00:31	2,4	0:00:31	
FDCG (e = 3 mm)	6	Moyenne	19,7	31,7	54,5	21,1	71,1	43,3	0:13:09	67,0	0:13:44	69,0	0:14:05	50,9	0:14:22	57,6	0:13:35	71,6	0:13:53	
		Ecart type	0,3	0,4	1,5	0,4	4,0	1,7	0:00:10	3,2	0:00:13	1,6	0:00:12	2,7	0:00:12	1,6	0:00:10	1,3	0:00:16	
SKH (e = 0 mm)	6	Moyenne	19,4	31,8	48,0	20,0	61,2	42,7	0:13:50	66,0	0:14:49	69,5	0:14:54	48,3	0:15:00	54,1	0:15:03	61,0	0:14:44	
		Ecart type	0,2	0,5	1,4	0,7	8,0	0,4	0:00:18	1,1	0:00:17	1,3	0:00:19	1,6	0:00:27	3,3	0:00:17	2,3	0:00:19	
SKH (e = 3 mm)	7	Moyenne	19,7	31,5	52,9	22,1	67,2	41,4	0:12:51	62,9	0:13:55	68,0	0:13:54	52,0	0:14:13	56,3	0:14:06	67,9	0:13:50	
		Ecart type	0,1	0,3	0,9	0,7	6,4	1,6	0:00:22	3,0	0:00:29	1,9	0:00:37	2,5	0:00:24	3,3	0:00:33	2,6	0:00:30	
									milieu ciment			interface ciment - prothèse		interface os - ciment				grillage		

Conditions d'essai :

- * local : préparation du ciment
- * étuve 1 : polymérisation du ciment dans le moule
- * étuve 2 : conservation du matériel d'essai et des constituants du ciment

Les temps sont comptés à partir du début du mélange.

figure 9 : influence de la présence d'un grillage et de sa position sur la température maximale de polymérisation du PMMA

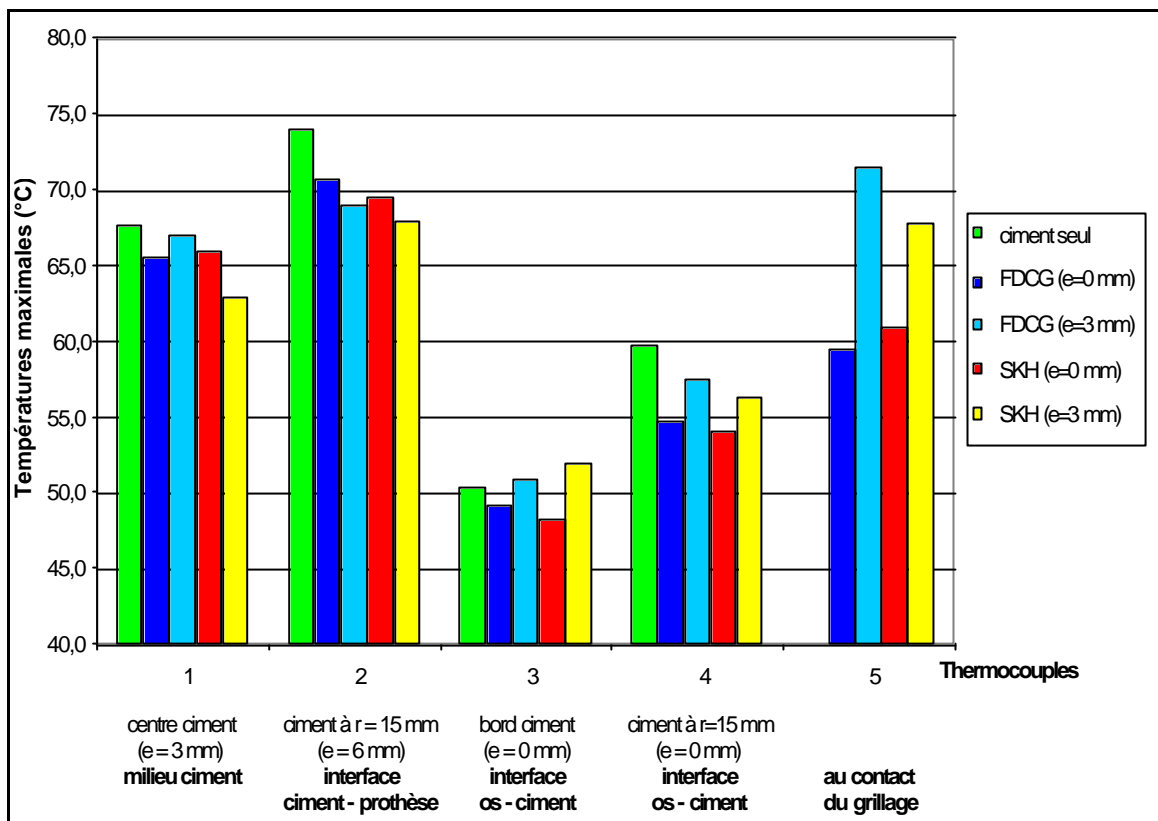
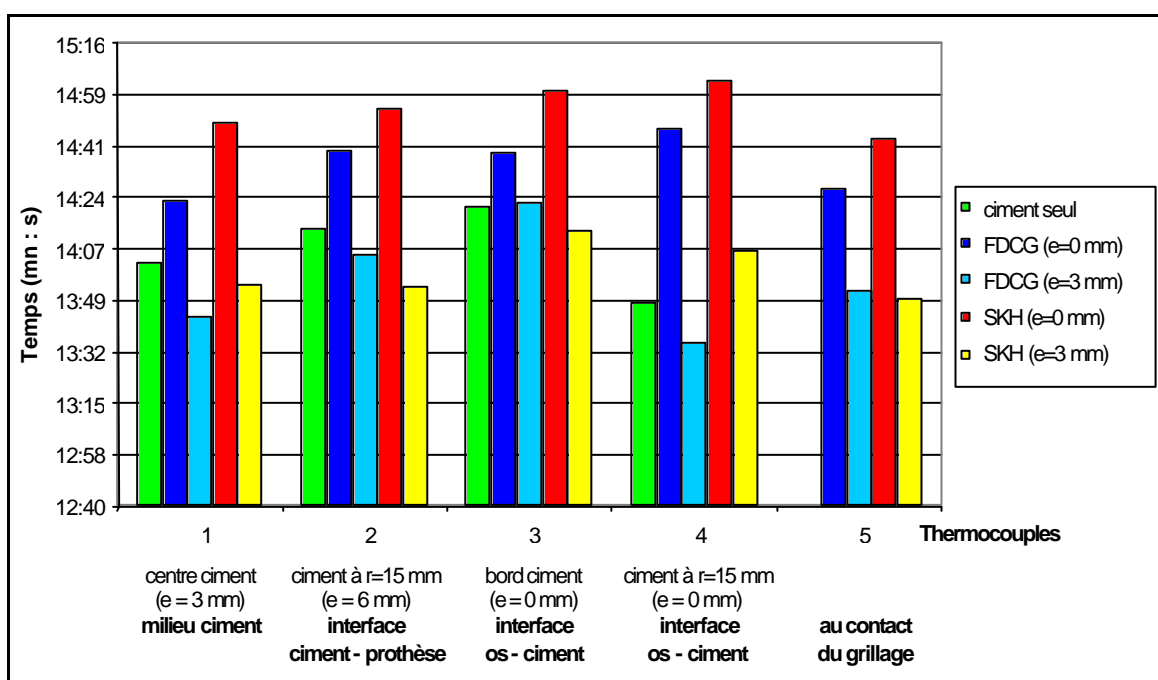


figure 10 : influence de la présence d'un grillage et de sa position sur le temps mis par le PMMA pour atteindre sa température maximale de polymérisation



L'examen des courbes températures de polymérisation – temps (figure 4 à figure 8), du tableau 3-1 et des histogrammes correspondants (figure 9 et figure 10) montre que, dans ces essais à 32°C, qui se rapprochent d'avantage des conditions réelles de polymérisation au bloc opératoire que les essais normalisés à 23°C :

- ◆ l'allure générale des courbes températures – temps est la même, quels que soient la configuration et le point de mesure choisis : après une chute momentanée des températures due à l'injection du ciment après ouverture de la porte de l'étuve, les températures progressent linéairement avec l'augmentation de la température ambiante dans l'étuve. Après la phase de gel, les courbes s'incurvent puis la température s'élève très rapidement à la fin de la période de travail W pour atteindre sa valeur maximale environ 1 minute après le durcissement du ciment. Pour le ciment seul par exemple, la masse en cours de polymérisation passe en moins d'une minute de sa température de durcissement égale à $43,7^{\circ}\text{C} \pm 0,4^{\circ}\text{C}$ ($t = 13'09'' \pm 15''$) à sa température maximale de $67,7^{\circ}\text{C} \pm 0,9^{\circ}\text{C}$ ($t = 14'02'' \pm 16''$). La température décroît ensuite progressivement pour atteindre la valeur de $36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ au bout de 30 à 35 minutes (25 minutes environ pour le thermocouple th. 3) après le début du mélange;
- ◆ la moyenne des températures maximales relevées au centre du ciment seul (th. 1) est égale à $67,7^{\circ}\text{C}$ (valeur maximale enregistrée : $69,0^{\circ}\text{C}$). Elle est nettement inférieure à la valeur moyenne maximale de $90^{\circ}\text{C} \pm 5^{\circ}\text{C}$ imposée par la norme ISO/DIS 4833. Les valeurs les plus élevées sont enregistrées par le thermocouple th. 2, à proximité du piston ($74,1^{\circ}\text{C} \pm 1,2^{\circ}\text{C}$ pour le ciment seul), ou sur le grillage lorsqu'il est placé à mi-hauteur (th. 5 : $71,6^{\circ}\text{C} \pm 1,3^{\circ}\text{C}$ sur un FDCG à mi-hauteur), et les valeurs les plus faibles par les thermocouples th. 3 ($48,3^{\circ}\text{C} \pm 1,6^{\circ}\text{C}$ dans le cas d'un SKH au fond du moule) et th. 4 ($54,1^{\circ}\text{C} \pm 3,3^{\circ}\text{C}$ dans le cas d'un SKH au fond du moule), au fond du moule. Les essais prévus par la norme ISO/DIS 4833 n'en rendent pas compte. Tout semble se passer comme si la chaleur de polymérisation était plus élevée dans la moitié supérieure du ciment. On peut se demander si le taux de polymérisation est également plus élevé dans cette partie;
- ◆ le temps de durcissement (figure 2-9) correspondant à la fin de la phase de travail W, et mesuré au centre du ciment comme le prévoit la norme ISO/DIS 4833, est égal en moyenne à $13'09'' (\pm 15'')$ pour le ciment seul. Il est peu modifié par la présence d'un grillage, quelle que soit sa position, la valeur maximale étant de $13'50'' \pm 18''$ pour le grillage SKH placé au fond du moule et la valeur minimale de $12'51'' \pm 22''$ pour le même grillage placé à mi-hauteur;

- ◆ l'histogramme de la figure 10 montre que le temps mis pour atteindre la température maximale de polymérisation est plus élevé à proximité du moule (th. 2) et dans l'angle au fond du moule (th. 3) qu'au centre du ciment (th. 1). Les essais prévus par la norme ISO/DIS 4833 ne permettent pas de le mettre en évidence.

Une analyse de la variance a été réalisée pour évaluer l'effet de la présence d'un grillage FDCG ou SKH et de sa position sur la température maximale de polymérisation du ciment et le temps nécessaire pour atteindre cette valeur à partir d'un modèle à 5 niveaux (niveau 1 : FDCG $e = 0$ mm, niveau 2 : FDCG $e = 3$ mm, niveau 3 : SKH $e = 0$ mm, niveau 4 : SKH $e = 3$ mm, niveau 5 : sans grillage). *In vitro*, le type de grillage utilisé et sa position ont un effet statistiquement significatif, au risque $\alpha = 0,05$, sur la température maximale et le temps mis pour l'atteindre, mesurés par les thermocouples th.1 à th. 5 :

- ◆ **th. 1** : au centre du ciment, la présence d'un grillage FDCG ou SKH diminue la température maximale mesurée dans le ciment seul ($67,7^{\circ}\text{C} \pm 0,9^{\circ}\text{C}$), la différence la plus importante étant obtenue avec un grillage SKH placé à mi-hauteur ($62,9^{\circ}\text{C} \pm 3,0^{\circ}\text{C}$). La réduction de température est alors de 7,1% ;
- ◆ **th. 2** : à l'interface ciment – piston (« cupule »), les températures maximales de polymérisation sont diminuées en présence d'un grillage, les valeurs les plus faibles étant enregistrées lorsque l'armature est placée à mi-hauteur, les meilleurs résultats étant donnés par le SKH (ciment seul : $74,1^{\circ}\text{C} \pm 1,2^{\circ}\text{C}$; SKH $e = 3$ mm : $68,0^{\circ}\text{C} \pm 1,9^{\circ}\text{C}$, soit une réduction de température de 8,2%), dont la valeur moyenne n'est cependant inférieure que d' 1°C à celle du FDCG placé à la même hauteur. Cet écart est égal à la précision de l'enregistreur de données;
- ◆ **th. 3** : à la jonction fond du moule – paroi verticale (interface « os – ciment »), les températures maximales sont réduites lorsqu'un grillage est placé au fond du moule (ciment seul : $50,4^{\circ}\text{C} \pm 1,5^{\circ}\text{C}$; SKH $e = 0$ mm : $48,3^{\circ}\text{C} \pm 1,6^{\circ}\text{C}$ [diminution de température de 4,2%]; FDCG $e = 0$ mm : $49,2^{\circ}\text{C} \pm 2,1^{\circ}\text{C}$ [diminution de température de 2,4%]) et augmentées si l'armature est placée à mi-hauteur (SKH $e = 3$ mm : $52,0^{\circ}\text{C} \pm 2,5^{\circ}\text{C}$ [augmentation de température de 3,2%]; FDCG $e = 3$ mm : $50,9^{\circ}\text{C} \pm 2,7^{\circ}\text{C}$ [augmentation de température de 1,0%]).

L'écart entre les valeurs données dans le cas d'un SKH à $e = 0$ mm et d'un FDCG à $e = 0$ mm est inférieur à la précision de l'enregistreur de données. Il est rappelé que le grillage, placé au fond du moule avant injection du ciment, est légèrement soulevé par celui-ci et n'est donc pas en contact avec le fond du moule ni avec les thermocouples th. 3 et th. 4;

- ◆ **th. 4** : en un point courant du fond du moule (interface « os – ciment »), l'influence de la présence d'un grillage FDCG ou SKH dans le ciment sur la diminution des températures maximales de polymérisation est plus prononcée quand l'armature est posée au fond du moule (ciment seul : $59,8^{\circ}\text{C} \pm 3,1^{\circ}\text{C}$; SKH $e = 0$ mm : $54,1^{\circ}\text{C} \pm 3,3^{\circ}\text{C}$ [réduction de 9,5%]; FDCG $e = 0$ mm : $54,8^{\circ}\text{C} \pm 1,0^{\circ}\text{C}$ [réduction de 8,4%]). L'écart entre les valeurs moyennes calculées dans le cas d'un ciment avec FDCG au fond du moule ou avec un SKH placé à la même hauteur est inférieur à 1°C ;
- ◆ **th. 5** : la position d'un grillage FDCG ou SKH a une grande influence sur la température maximale mesurée au contact de l'armature, cette valeur étant beaucoup plus élevée lorsque le tissu métallique est placé à mi-hauteur de l'éprouvette (FDCG $e = 0$ mm : $59,5^{\circ}\text{C} \pm 2,4^{\circ}\text{C}$; FDCG $e = 3$ mm : $71,6^{\circ}\text{C} \pm 1,3^{\circ}\text{C}$). L'écart observé est plus important pour un FDCG que pour un SKH (SKH $e = 0$ mm : $61,0^{\circ}\text{C} \pm 2,3^{\circ}\text{C}$; SKH $e = 3$ mm : $67,9^{\circ}\text{C} \pm 2,6^{\circ}\text{C}$);
- ◆ le temps mis par la masse en cours de polymérisation pour atteindre sa température maximale mesurée par les thermocouples th.1 à th. 4 augmente lorsqu'un grillage est posé en fond de moule, les valeurs les plus élevées étant obtenues avec un SKH. Les écarts les plus importants sont relevés au droit du thermocouple th. 4 (ciment seul : $13'49'' \pm 12''$; FDCG $e = 0$ mm : $14'47'' \pm 31''$; SKH $e = 0$ mm : $15'03'' \pm 17''$). Ce temps diminue généralement lorsque l'armature est placée à mi-hauteur, à deux exceptions près (th. 3 : FDCG $e = 3$ mm; th. 4 : SKH $e = 3$ mm).

Dans ces essais réalisés avec ou sans grillage, le moule utilisé était le même. Les variations de températures constatées tiennent donc à la fois compte de la quantité de chaleur emmagasinée par le grillage et de la réduction de volume du ciment injecté dans le moule, égale au volume de l'armature mise en place. C'est ce qui se produit au bloc opératoire pour des dimensions d'acétabulum et une épaisseur de ciment données.

Dans le paragraphe suivant, nous tiendrons compte du volume réel de ciment pour calculer la quantité de chaleur absorbée par chaque type d'armature.

3.1.3.1.2 - Détermination de la quantité de chaleur absorbée par un grillage FDCG ou SKH au cours de la polymérisation du ciment

Nous avons cherché à déterminer par le calcul la quantité de chaleur emmagasinée par chacun des grillages lors de la polymérisation du ciment.

◆ Volume de l'armature insérée dans une éprouvette de ciment.

Le diamètre des armatures FDCG ou SKH est de 5,8 cm.

Grillage FDCG (0,28 x 0,28 / 0,45 x 0,45 mm x mm / mm x mm) :

$$\text{Volume d'un grillage : } V_{\text{FDCG}} = \frac{2 \times p \times 0,14^2 \times 10^{-1}}{0,28 + 0,45} \times p \times 2,9^2 \times 10^{-6} = 0,446 \times 10^{-6} \text{ m}^3$$

Grillage SKH (0,80 x 0,80 / 3,0 x 3,0 mm x mm / mm x mm) :

$$\text{Volume d'un grillage : } V_{\text{SKH}} = \frac{2 \times p \times 0,40^2 \times 10^{-1}}{0,80 + 3,00} \times p \times 2,9^2 \times 10^{-6} = 0,699 \times 10^{-6} \text{ m}^3$$

Pourcentage en volume du grillage par rapport à celui de l'éprouvette :

Dimensions intérieures du moule utilisé : \varnothing 60,25 mm – hauteur 5,98 mm

$$\text{Volume d'une éprouvette avant retrait: } V_{\text{éproutette}} = p \times 3,012^2 \times 0,598 \times 10^{-6} = 17,049 \times 10^{-6} \text{ m}^3$$

$$V_{\text{FDCG}} / V_{\text{éproutette}} = \frac{0,446 \times 10^{-6}}{17,049 \times 10^{-6}} = 2,62\%$$

$$V_{\text{SKH}} / V_{\text{éproutette}} = \frac{0,699 \times 10^{-6}}{17,049 \times 10^{-6}} = 4,10\%$$

◆ Quantité totale de chaleur Q générée par le ciment acrylique pendant la polymérisation par unité de volume, puis par éprouvette [HUIS80] :

$$Q = n_m \times r_m \times Q_t \quad (\text{J/m}^3)$$

avec :

n_m : fraction de monomère polymérisé

$r_m \cong 0,94 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$: masse volumique du monomère

$Q_t = 5,4 \times 10^5 \text{ J/kg}$: quantité totale de chaleur générée par le monomère pendant la polymérisation par unité de masse

Fraction volumique de monomère polymérisé n_m :

Après polymérisation, il reste environ 2 à 5% de monomère résiduel dans le ciment. Pour un ratio poudre sur liquide du ciment $\frac{P}{L} = 2$ (en g / cm³) et une quantité de monomère résiduel v_{rm} de 3% du composant liquide, la fraction de monomère polymérisé est égale à :

$$n_m = \frac{V_m}{V_c} = \frac{r_{po}}{r_{po} + (P/L) \times 10^3} n_{rm} - n_{am} = 0,35$$

avec :

V_m : volume de monomère

V_c : volume de ciment

$r_{po} = 1,18 \times 10^3$ kg/m³ : masse volumique de la poudre

n_{am} : fraction volumique des additifs du monomère liquide égale à environ 3% du composant liquide

Quantité totale de chaleur Q générée par la réaction de polymérisation par unité de volume :

$$Q = 0,35 \times 0,94 \times 10^3 \times 5,4 \times 10^5 = 1,78 \times 10^8 \text{ J/m}^3$$

Pour une éprouvette de ciment de diamètre 60,25 mm et d'épaisseur 5,98 mm :

$$Q = 1,78 \times 10^8 \times 17,049 \times 10^{-6} = 30,35 \times 10^2 \text{ J}$$

Pour une éprouvette de ciment avec grillage FDCG (ciment seul) :

$$Q = 1,78 \times 10^8 \times (17,049 - 0,446) \times 10^{-6} = 29,55 \times 10^2 \text{ J}$$

Pour une éprouvette de ciment avec grillage SKH (ciment seul) :

$$Q = 1,78 \times 10^8 \times (17,049 - 0,699) \times 10^{-6} = 29,10 \times 10^2 \text{ J}$$

◆ Quantité de chaleur emmagasinée par le grillage FDCG :Capacité calorifique de l'acier :

$$C_a = 3,82 \times 10^6 \text{ J/m}^3 \times ^\circ\text{C} \text{ (tableau 2-6)}$$

Quantité de chaleur emmagasinée par le FDCG lorsque sa température s'élève de 1°C :

$$Q = 3,82 \times 10^6 \times 0,446 \times 10^{-6} = 1,704 \text{ J/}^\circ\text{C}$$

Pour une élévation moyenne de température $Dq = 40,4^{\circ}\text{C}$ du grillage FDCG placé au fond du moule (tableau 3-1) :

$$Q_t = 1,704 \times 40,4 = 68,84 \text{ J},$$

soit 2,33% de la quantité totale de chaleur dégagée par la réaction.

Pour une élévation moyenne de température $Dq = 51,9^{\circ}\text{C}$ du grillage FDCG placé à mi-hauteur (tableau 3-1) :

$$Q_t = 1,704 \times 51,9 = 88,44 \text{ J},$$

soit 2,99% de la quantité totale de chaleur dégagée par la réaction.

Ces pourcentages sont à rapprocher du pourcentage en volume de l'armature FDCG dans l'éprouvette de ciment, soit 2,62%.

◆ Quantité de chaleur emmagasinée par le grillage SKH :

Quantité de chaleur emmagasinée par le SKH lorsque sa température s'élève de 1°C :

$$Q = 3,82 \times 10^6 \times 0,699 \times 10^{-6} = 2,670 \text{ J}^{\circ}\text{C}$$

Pour une élévation moyenne de température $Dq = 41,6^{\circ}\text{C}$ du grillage SKH placé en fond de moule (tableau 3-1) :

$$Q_t = 2,670 \times 41,6 = 111,07 \text{ J},$$

soit 3,82% de la quantité totale de chaleur dégagée par la réaction.

Pour une élévation moyenne de température $Dq = 48,2^{\circ}\text{C}$ du grillage SKH placé à mi-hauteur (tableau 3-1) :

$$Q_t = 2,670 \times 48,2 = 128,69 \text{ J},$$

soit 4,42% de la quantité totale de chaleur dégagée par la réaction.

Ce pourcentage est à rapprocher du pourcentage en volume de l'armature SKH dans l'éprouvette de ciment, soit 4,10%.

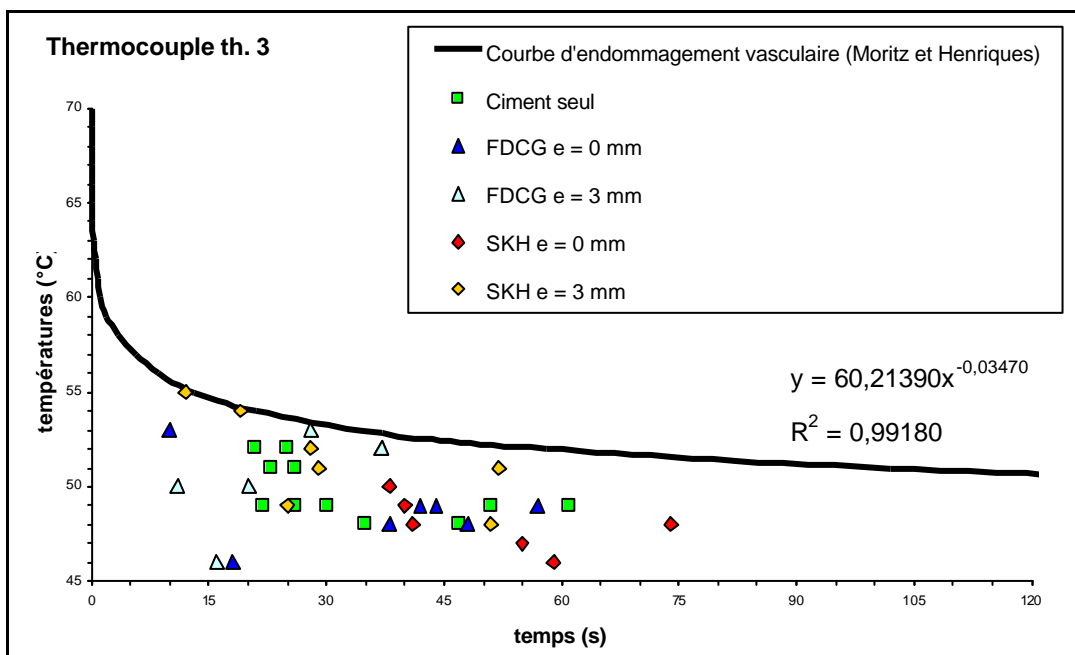
Quel que soit le grillage utilisé lors des essais, la quantité de chaleur absorbée est plus élevée lorsqu'il est placé à mi - épaisseur du ciment. L'armature SKH emmagasine une plus grande quantité de chaleur que le FDCG du fait de son volume plus important. Cependant, le faible volume de grillage FDCG et SKH mis en place dans le moule lors des essais thermiques, et sans contact avec l'extérieur, ne permet d'absorber qu'une faible quantité de la chaleur dégagée au cours de la polymérisation du ciment. Par effet « radiateur » de l'armature, cette chaleur emmagasinée est restituée progressivement à la masse en cours de polymérisation.

3.1.3.1.3 - Influence de la présence d'un grillage sur le risque d'endommagement vasculaire

Nous avons cherché à savoir si la présence des grillages FDCG et SKH ainsi que leur position réduisaient le risque de nécrose cellulaire. Le seuil d'endommagement thermique est fonction non seulement de la température, mais aussi du temps d'exposition des tissus à cette température. Moritz et Henriques [in HUIS80] ont établi en 1947 deux courbes donnant le seuil critique de nécrose des cellules épithéliales et le seuil critique de l'endommagement vasculaire en fonction du temps (figure 2-10). Selon Huiskes [HUIS80], le risque de nécrose thermique est probable pour une température de l'os au - dessus de 60°C, et improbable pour une température inférieure à 48°C. Entre 48°C et 60°C, il dépend du temps d'exposition des tissus osseux à cette température.

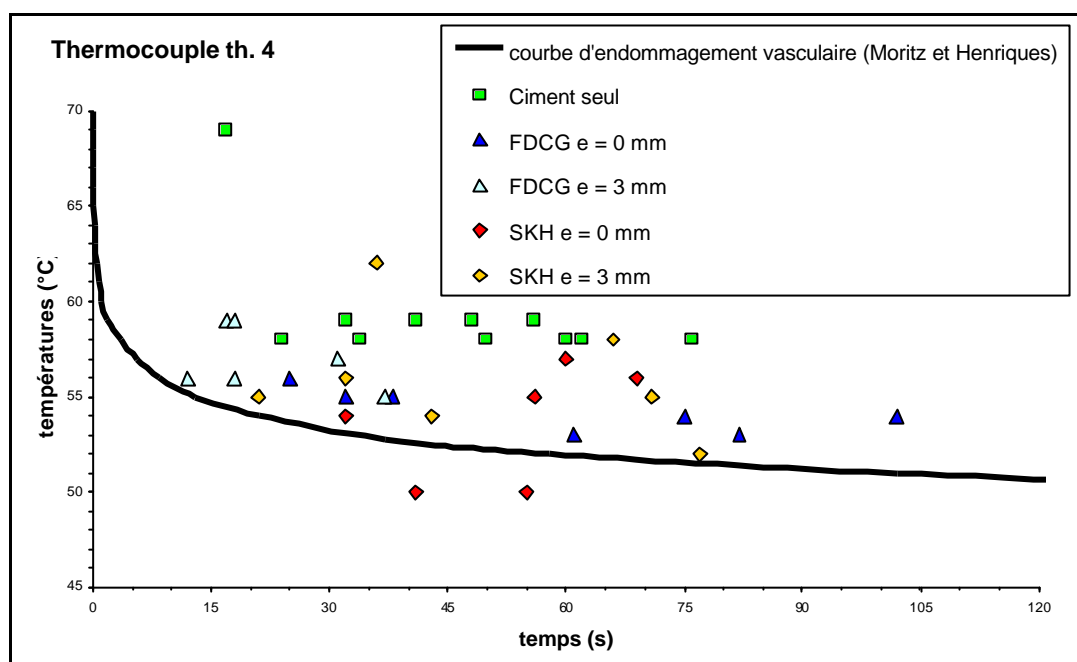
Le seuil critique de l'endommagement vasculaire étant le plus bas, c'est sa courbe en fonction du temps que nous avons retenue pour notre étude. Nous avons relevé sur chacune des courbes température – temps enregistrées par les thermocouples th. 3 et th.4 la température maximale de polymérisation et le temps d'exposition à cette température. Nous rappelons que ces deux thermocouples mesurent la température au fond du moule (e = 0 mm) à l'interface «os – ciment», l'un (th. 3) dans l'angle que fait le fond du moule avec la paroi (r = 30 mm), l'autre (th. 4) en un point courant (r = 15 mm). Les valeurs ont ensuite été reportées sur deux graphiques (figure 11 et figure 12) afin de les situer par rapport au seuil minimal d'endommagement thermique dont la courbe a été approchée par une loi de type puissance $y = 60,21390x^{-0,03470}$ avec un coefficient de corrélation $R^2 = 0,99180$.

figure 11 : influence de la présence d'un grillage sur le risque d'endommagement vasculaire (th. 3)



La figure 11 indique que, dans les conditions d'essais, tous les couples {température maximale de polymérisation, temps d'exposition à cette température} enregistrés par le thermocouple th. 3 sont en dessous de la courbe d'endommagement vasculaire établie par Moritz et Henriques. Il n'y a donc aucun risque d'endommagement thermique en ce point dans nos essais *in vitro*.

figure 12 : influence de la présence d'un grillage sur le risque d'endommagement vasculaire (th. 4)



Sur la figure 12 on s'aperçoit que, toujours dans les conditions d'essais, tous les couples de valeurs {température maximale de polymérisation, temps d'exposition à cette température} enregistrés par le thermocouple th. 4 sont au - dessus du seuil critique d'endommagement vasculaire, à l'exception de deux cas où le grillage SKH est placé en fond de moule.

Toutes les valeurs mesurées en présence d'un grillage, hormis un point (SKH $e = 3$ mm) sont au plus égales à celles enregistrées sans grillage. Les paramètres {type de grillage mis en place : FDCG ou SKH, position de l'armature : $e = 0$ mm ou $e = 3$ mm} n'augmentent pas le risque de nécrose thermique et semblent au contraire le réduire. Les résultats les plus homogènes et les plus proches de la courbe sont mesurés dans le cas d'un grillage FDCG placé au fond du moule ($e = 0$ mm). Les couples de valeurs enregistrés en présence d'un grillage SKH sont plus dispersés, quelle que soit la position du tissu métallique. L'explication en est peut-être que les dimensions de son maillage ne sont pas à l'échelle de l'épaisseur de l'éprouvette : le diamètre des armatures de ce grillage et leur espacement sont trop importants par rapport à l'épaisseur du ciment.

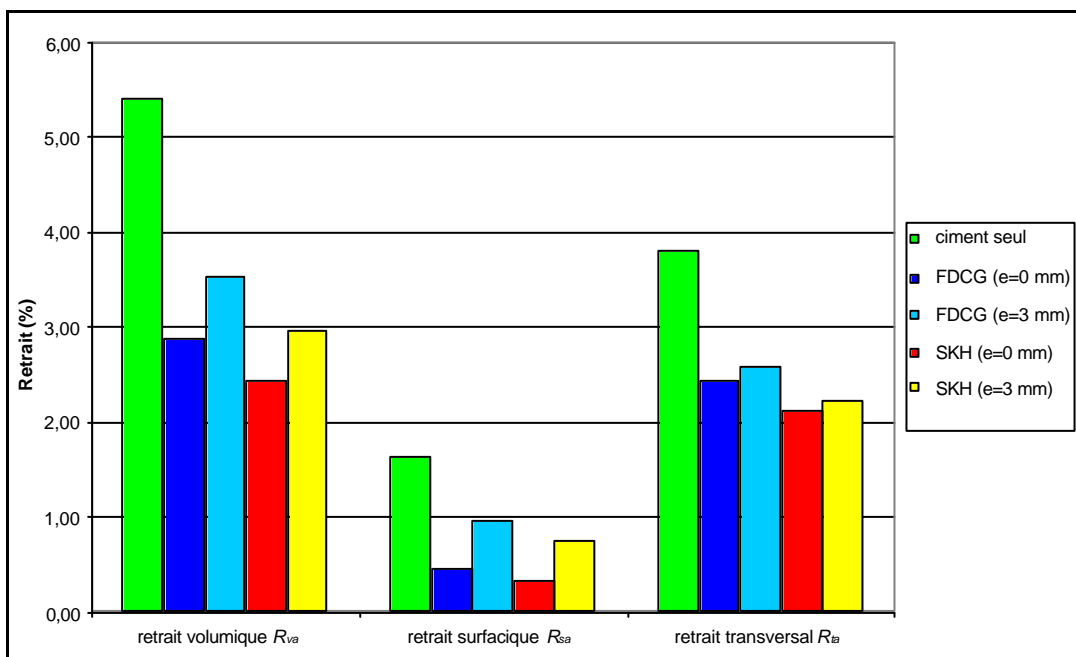
3.1.3.2 - Retrait

Le tableau 3-2 et l'histogramme de la figure 13 montrent que la présence d'un grillage FDCG ou d'un SKH dans le ciment limite de manière significative son retrait apparent au cours de la polymérisation et d'avantage lorsque l'armature est placée au fond du moule.

tableau 3-2 : influence de la présence d'un grillage et de sa position sur le retrait apparent du PMMA

Grillage	Nombre d'essais		Conditions d'essai					Retrait apparent		
			local	étuve 1		étuve 2		volumique	surfaccique	transversal
			température θ °C	température θ °C	humidité % H.R.	température θ °C	humidité % H.R.			
Ciment seul	11	Moyenne	19,7	31,7	52,6	21,6	70,2	5,40	1,64	3,81
		Ecart type	0,1	0,3	0,9	0,4	3,7	0,16	0,26	0,34
FDCG (e = 0 mm)	7	Moyenne	19,5	31,5	52,7	20,4	65,4	2,88	0,45	2,44
		Ecart type	0,4	0,5	1,4	0,6	4,1	0,27	0,03	0,29
FDCG (e = 3 mm)	6	Moyenne	19,7	31,7	54,5	21,1	71,1	3,53	0,97	2,59
		Ecart type	0,3	0,4	1,5	0,4	4,0	0,35	0,21	0,43
SKH (e = 0 mm)	6	Moyenne	19,4	31,8	48,0	20,0	61,2	2,45	0,34	2,12
		Ecart type	0,2	0,5	1,4	0,7	8,0	0,33	0,07	0,33
SKH (e = 3 mm)	7	Moyenne	19,7	31,5	52,9	22,1	67,2	2,96	0,76	2,22
		Ecart type	0,1	0,3	0,9	0,7	6,4	0,40	0,26	0,63

figure 13 : influence de la présence d'un grillage sur le retrait apparent du PMMA



Une analyse de la variance a été réalisée pour évaluer l'effet des deux paramètres {type de grillage, position de l'armature} sur le retrait volumique, surfacique et transversal apparents du ciment à partir du modèle décrit précédemment. *In vitro*, le type de grillage utilisé et sa position ont un effet statistiquement significatif sur chacun de ces phénomènes au risque $\alpha = 0,05$, la position de l'armature jouant un rôle plus important que le type de grillage dans la limitation du retrait. Le retrait surfacique et le retrait volumique apparents les plus faibles sont observés lorsqu'un grillage est placé au fond du moule. Le retrait apparent dans le sens de l'épaisseur du ciment est moins sensible aux deux paramètres étudiés et l'écart entre les résultats observés dans les quatre combinaisons possibles {type de grillage, position} est faible, le retrait le moins important étant constaté lorsqu'un SKH est placé dans le moule.

Le retrait volumique apparent $R_{va}(c)$ du ciment sans grillage mesuré sur 11 éprouvettes est en moyenne de 5,39%. Le retrait surfacique $R_{sa}(c)$ y contribue pour 30,3% et le retrait transversal $R_{ta}(c)$ pour 70,7%. Le retrait dans le sens de la plus petite dimension du ciment est supérieur à deux fois celui mesuré dans le sens des deux plus grandes dimensions. Ces proportions passent à 13,9% (FDCG) ou 15,6% (SKH) pour le retrait surfacique et à 86,1% (FDCG) ou 84,4% (SKH) pour le retrait transversal lorsqu'un grillage est placé au fond du moule. Un grillage posé au fond du moule réduit le retrait volumique du ciment seul de 54,5% lorsqu'il s'agit d'un SKH et de 49,1% dans le cas d'un FDCG. Une armature placée à mi - hauteur de l'éprouvette diminue le retrait volumique du ciment seul de 45,1% s'il s'agit d'un SKH et de 34,5% dans le cas d'un FDCG.

3.1.4 - Discussion

3.1.4.1 - Températures de polymérisation et temps mis pour atteindre ces températures

Lors des essais, nous avons constaté que le temps de durcissement correspondant à la fin de la phase de travail W, mesuré au centre du ciment comme le prévoit la norme ISO/DIS 4833 est peu modifié par la présence d'un grillage, quelle que soit sa position, la valeur maximale étant de 13'50" \pm 18" pour le grillage SKH placé au fond du moule et la valeur minimale de 12'51" \pm 22" pour le même grillage placé à mi-hauteur. A titre indicatif, la notice d'emploi du ciment Palacos® LV-40 indique que la compression du ciment à l'aide d'un pressuriseur peut être faite jusqu'à 5,30 mn après le début du mélange, que la prothèse doit être mise en place au plus tard à 5,45 mn, que le développement de chaleur peut être constaté au bout de 7,30 mn environ et que le ciment est dur au bout de 9 mn environ après le début du mélange lorsqu'il est appliqué à la seringue et pour une température ambiante et du matériel de 20°C. Dans nos essais, le ciment n'est dur que 4 à 5 minutes plus tard pour une température ambiante et du matériel voisine de 18,5°C à 19,5°C. Les mesures effectuées au bloc opératoire avec une sonde thermique reliée à l'appareil de l'anesthésiste au cours d'une intervention chirurgicale étaient respectivement de 17,6°C et 18,2°C sur la table d'instruments et de 17,7°C et 19,0°C à proximité du patient sous l'éclairage du scialytique. Cela signifie que le chirurgien doit maintenir la prothèse immobile *in vivo* au moins jusqu'à 13 ou 14 minutes après le début du mélange et peut-être d'avantage dans ces conditions de température et avec ce ciment.

La norme ISO/DIS 5833 définit une méthode de mesure par des thermocouples de la température de polymérisation au centre d'un échantillon de ciment en laboratoire. Dans la méthode décrite par cette norme, le ciment, d'une épaisseur de 6 mm et d'un diamètre de 60 mm, est coulé dans un moule en PTFE ou dans un autre matériau à faible conductivité thermique. Nos essais thermiques *in vitro* ont été conduits suivant les spécifications de cette norme, à l'exception des températures de conservation du matériel et des constituants du ciment, de mélange et de polymérisation pour lesquelles nous avons cherché à nous rapprocher des températures mesurées au bloc opératoire pendant une intervention chirurgicale.

Toutes les mesures ont été effectuées avec des thermocouples conformément aux spécifications de la norme. Si ces résultats donnent des indications sur la valeur des températures atteintes [HUIS80], le processus de conduction de la chaleur est certainement perturbé par les thermocouples. De plus, l'interface os - ciment est une région, plus qu'un endroit bien défini, où un fort gradient de température se produit probablement et il est difficile de savoir si la température mesurée correspond bien à l'interface et non pas à la température de l'os ou du ciment.

L'analyse de la variance a montré que la présence d'un grillage FDCG ou SKH dans le ciment a un effet statistiquement significatif sur la diminution des températures maximales de polymérisation mesurées par chacun des thermocouples th. 1 à th. 4.

A l'interface ciment - piston (th.2), assimilé à l'interface « ciment - cupule », la température la moins élevée est obtenue en plaçant un grillage à mi-hauteur, le SKH donnant les meilleurs résultats. La conductivité thermique du PTFE utilisé comme matériau du moule dans nos essais, est assez proche de celle du polyéthylène de la cupule, soit 0,29 J/m.sec.°C (HDPE).

Les températures les plus faibles sont relevées par les thermocouples th. 3 et th. 4 à l'interface ciment - fond du moule, assimilé à l'interface « os - ciment ». Les réductions de température les plus importantes sont obtenues lorsqu'un grillage FDCG ou SKH est posé en fond de moule. Les couples de valeurs {température maximale de température, temps} mesurés en un point courant du fond du moule (th. 4) restent cependant au - dessus du seuil minimal de nécrose thermique (figure 12). Or la température mesurée dépend de plusieurs facteurs :

- ◆ l'épaisseur de la couche de ciment,
- ◆ l'évacuation de la chaleur générée.

Le paramètre le plus important pour disperser la chaleur à l'interface [CALD83, HUIS80] est la conductivité thermique de l'os, voisine de 0,3 à 0,5 J/m.sec.°C pour l'os cortical et de 0,4 J/m.sec.°C pour le spongieux. Ces valeurs sont supérieures à celle de la conductivité thermique du PTFE, égale à 0,23 J/m.sec.°C. La chaleur dissipée par l'os à l'interface pendant la réaction de polymérisation du ciment est donc plus importante que celle évacuée par le PTFE.

Pour diminuer les températures maximales de polymérisation, il est recommandé de réduire l'épaisseur du manteau de ciment. Selon Levai et Boisgard [LEVA96], une couche de ciment de 4 mm environ entre l'os et l'implant permet à la chaleur de rester inférieure au seuil critique de coagulation des protéines ou du collagène de l'os.

Merckx [MERC93] recommande de limiter à 2 ou 3 mm l'épaisseur de la couche de ciment en contact avec l'os en surveillant que la température ambiante de la salle d'opération reste inférieure à 20°C afin de réduire le risque de nécrose thermique.

Par ailleurs, la surface de ciment par laquelle la chaleur peut être évacuée *in vivo* est plus importante que la surface de contact ciment – PTFE dans nos essais en raison de l'intrusion du ciment dans l'os sous-chondral et dans l'os trabéculaire.

Si l'épaisseur du ciment, la température ambiante de la salle d'opération jouent un rôle important dans la limitation du risque de nécrose thermique, nos essais montrent que la mise en place d'un grillage FDCG ou d'un SKH au fond de l'acetabulum contribue également à réduire le risque de nécrose thermique de l'os support de la prothèse en diminuant de quelques degrés la température maximale de polymérisation à l'interface lorsque le grillage n'est pas au contact direct de l'os, soit en moyenne de 5,7°C dans nos essais avec des éprouvettes de ciment de diamètre 60 mm et d'épaisseur 6 mm lorsqu'un SKH est placé au fond du moule et de 5,0°C dans le cas d'un FDCG.

3.1.4.2 - Influence de la présence d'un grillage sur le risque d'endommagement vasculaire

Il ne nous a pas été possible de trouver la publication de Moritz et Henriques rapportant leurs travaux conduisant à l'établissement des deux courbes de seuil critique de nécrose thermique.

Lundskog [LUND72], sur la base d'études histochimiques extensives réalisées sur des lapins, a confirmé approximativement les courbes rapportées par Moritz et Henriques. Afin d'expliquer les effets de la chaleur sur le tissu osseux vivant, Lundskog avait conçu un modèle expérimental permettant l'analyse des effets immédiats sur le tissu osseux et des effets du processus de réparation, ainsi que de la restitution de la résistance mécanique. La chaleur était transférée à l'os cortical de la partie médiale proximale du tibia par insertion d'un corps chaud dans un trou foré. La préparation soignée de ce trou assurait toujours un contact étroit entre le corps chaud et l'os ainsi qu'un contrôle de température adéquat. Un test biomécanique impliquant l'installation d'implants dans le site où avait été placé le corps chaud avec mesure subséquente de la force d'extraction nécessaire pour le retirer après une période d'observation de 3 semaines avait été réalisé. Les résultats morphologiques étaient confirmés par les expériences destinées à évaluer l'effet de la température sur la capacité régénératrice et les propriétés biomécaniques de l'os. Le seuil de température permettant de discerner des effets sur la capacité régénératrice de l'os était de 70°C.

Moritz et Henriques (MORI47-1) ont étudié les relations réciproques entre la température de surface et la durée de l'hyperthermie dans la production de dommage cutané chez le porc puis chez l'homme.

Ces données ont été obtenues au cours d'expériences dans lesquelles la surface de la peau était amenée immédiatement et maintenue à un niveau constant d'hyperthermie de manière telle qu'il n'y avait pas d'interférence mécanique avec le flux sanguin dans la peau.

Lorsque la température de la peau était maintenue à 44°C, la vitesse de l'endommagement était à peine plus élevée que celle du processus de réparation si bien qu'une exposition d'environ 6 heures était nécessaire avant que les cellules à la base de l'épiderme ne soient endommagées de manière irréversible. A des températures de surface de 70°C et plus, la vitesse d'endommagement dépassait tellement celle du processus de régénération qu'il fallait moins d'une seconde pour causer une nécrose transépidermique.

Dans les expériences conduites par Lundskog pour étudier les effets thermiques immédiats sur le tissu osseux et par Moritz et Henriques sur la production de dommage cutané, le tissu étudié était amené immédiatement et maintenu à un niveau constant d'hyperthermie. Pour apprécier l'effet des paramètres {type de grillage mis en place : FDCG ou SKH, position de l'armature : $e = 0$ mm ou $e = 3$ mm} sur le risque de nécrose thermique, nous avons exposé sur un même graphique la courbe donnant le seuil critique de l'endommagement vasculaire en fonction du temps établie par Moritz et Henriques et les couples de valeurs {température maximale de polymérisation, temps d'exposition à cette température} obtenus dans nos essais thermiques au niveau des thermocouples th. 3 et th. 4. Les conditions d'essais étant très différentes, il est difficile de savoir si cette approche est pertinente.

Nous avons vu, dans nos essais thermiques, que la température du ciment lors de sa polymérisation croissait lentement jusqu'à la fin de la phase de gel du PMMA, soit pendant environ 7 minutes après l'injection du PMMA dans le moule, puis progressait ensuite très rapidement pour atteindre, en deux minutes environ après la fin de la phase de gel, sa valeur maximale. On peut penser que cette situation est plus favorable au tissu osseux qu'une exposition immédiate à la température maximale, du fait de la mise en œuvre du processus de réparation de l'os. Cette piste de recherche mériterait peut-être d'être explorée.

Nous remercions la société Shering-Plough (Levallois – Perret, France) pour la fourniture de doses de ciment Palacos® LV-40 ainsi que la société Depuy Bioland (Toulouse, France) pour le prêt des moules. Nos remerciements vont également à monsieur Félix Salomon (Irepa Laser, Illkirch-Graffenstaden) pour la découpe des grillages.

3.1.4.3 - Retrait

La limitation du retrait apparent du ciment lorsqu'il est armé par un grillage peut s'expliquer par la différence de comportement des deux éléments du matériau composite : le coefficient de dilatation thermique de l'acier inoxydable, égal à $0,016 \times 10^{-3} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$, est 5 fois moins élevé que celui du PMMA, approximativement égal à $0,081 \times 10^{-3} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ lorsque le ciment est entré dans sa phase solide. Cette dernière valeur dépend du module d'Young et du coefficient de Poisson du matériau. Après durcissement du ciment, il n'y a plus de déplacement relatif des deux matériaux. Comme nous l'avons vu précédemment, la température s'élève rapidement pour atteindre sa valeur maximale en moins d'une minute à partir du durcissement puis diminue progressivement jusqu'à ce qu'elle atteigne la température du milieu ambiant. Pendant ce laps de temps, il y a d'abord une dilatation thermique des deux composants, suivie d'un phénomène de retrait thermique limités par la présence de l'armature dans le ciment. Il en résulte des contraintes dans le PMMA autour de l'armature dont les effets seront observés à la fin du chapitre 3. Il convient de noter également que les valeurs de retrait mesurées sont globales et ne tiennent pas compte des effets localisés produits par les fils d'armatures sur le ciment.

Un tissu métallique limite d'avantage le retrait apparent du ciment dans un plan parallèle à l'armature que dans la direction perpendiculaire à ce plan, ce qui paraît normal, et un peu plus lorsqu'il s'agit d'un SKH que dans le cas d'un FDCG. On pouvait s'y attendre dans la mesure où la section d'armatures du SKH, égale à $1,323 \text{ mm}^2/\text{cm}$ de largeur est 1,58 fois plus importante que celle d'un FDCG, égale à $0,838 \text{ mm}^2/\text{cm}$ de largeur. L'écart entre les valeurs de retrait surfacique du ciment armé par chacun de ces tissus métalliques n'est cependant pas important. Cela tient peut-être une fois de plus au fait que les dimensions (diamètre et espacement des fils) du SKH ne sont pas à l'échelle de l'épaisseur du ciment. Elles le seraient encore moins pour une épaisseur du manteau de ciment plus faible.

Le retrait dans le sens de l'épaisseur du moulage est moins important lorsqu'un SKH a été mis en place dans le ciment. Ceci peut s'expliquer par un diamètre des fils d'armature du SKH ($\varnothing = 0,8 \text{ mm}$) plus important que celui d'un FDCG ($\varnothing = 0,28 \text{ mm}$).

Nous remercions le Professeur Pierre Meyer (Département d'Information Médicale des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg) pour l'aide qu'il nous a apportée lors de la réalisation de notre étude statistique, ainsi que le Docteur Jérôme Lanno (Service d'Orthopédie du C.H.U. de Strasbourg – Haute-pierre) pour la mesure des températures au bloc opératoire.

3.2 - RETRAIT GENE

3.2.1 - Introduction

Une des caractéristiques physiques des polymères est la variation de volume qu'ils manifestent entre le début du mélange et la fin de la polymérisation.

Il est généralement admis que le changement de volume du ciment en cours de polymérisation est gouverné par 3 mécanismes [AHME82] :

- ◆ le retrait de masse dû au processus de polymérisation lui-même, c'est-à-dire à la conversion du monomère en polymère de densité plus élevée. La masse volumique du monomère MMA est de $0,94 \text{ g/cm}^3$ alors que celle du PMMA est de $1,18 \text{ g/cm}^3$ [WILL79, HUIS80, PERN96-1]. Le passage du méthylméthacrylate du stade de monomère au stade de polymère entraîne un phénomène de retrait qui est normalement de 21% pour le monomère seul. Compte tenu des formules données par les fabricants, on peut évaluer, suivant le pourcentage de monomère par rapport à la poudre, le retrait théorique que l'on devrait observer sur les échantillons en fin de polymérisation à 7 ou 8%. Cependant, même si le phénomène de retrait est net, dans les échantillons expérimentaux son importance n'atteint jamais ces chiffres, la porosité gazeuse diminuant l'effet de la porosité par retrait. Cette première phase de contraction se produit bien avant le début de l'élévation rapide de température ;
- ◆ à l'expansion des bulles d'air piégées dans le ciment, lors de sa préparation et de sa mise en œuvre, et des bulles de monomère à l'état de vapeur;
- ◆ l'expansion thermique suivie d'une contraction thermique causées par la variation de température due à l'exothermicité du processus de polymérisation.

Le retrait peut se manifester [PERN96-1] soit par un changement du volume apparent du ciment, ce qui risque d'entraîner une décoaptation immédiate du ciment de l'os, soit par l'absence de changement du volume apparent (c'est-à-dire l'absence de retrait périphérique), avec la création de vides à l'intérieur du ciment formant des cavités et éventuellement des fissures.

En béton armé, on calcule des dallages [PERC92], ouvrages en béton armé (ou non) coulés en place et reposant sur le sol, généralement par l'intermédiaire d'une forme en sable ou en tout-venant (gravier ou granulats concassés). Ce sont des plaques, c'est-à-dire des éléments plans chargés perpendiculairement à leur plan et dont une dimension, l'épaisseur, est très petite devant les deux autres. Les principales causes des désordres rencontrés dans une telle structure sont dues au retrait hydraulique et aux effets thermiques. Le retrait d'un dallage, de même que la diminution de longueur due à un abaissement uniforme de la température, ne peuvent s'effectuer librement par suite du frottement du dallage sur la forme. Ces déformations gênées donnent naissance à une contrainte de traction dans le béton. Si la valeur de cette contrainte est trop élevée, le dallage est renforcé par une armature métallique : un treillis soudé reprenant les efforts de traction suivant les deux directions principales de l'ouvrage.

Dans le cas du ciment de scellement des cupules, nous sommes également en présence d'une structure dont une dimension est petite devant les deux autres. Ici, c'est une coque, d'épaisseur conseillée égale à environ 3 mm, sur appuis élastiques, dont l'ancrage, mécanique, est assuré par la pénétration du ciment dans les porosités du tissu osseux. A l'autre interface, la surface extérieure de la cupule en polyéthylène présente des rainures destinées à prévenir tout mouvement de l'implant. Le retrait du ciment en cours de polymérisation *in vivo* est donc gêné par frottement et interpénétration des surfaces en contact au droit de ses deux interfaces.

Nous avons cherché à savoir quel était l'effet du retrait gêné sur la porosité et la fissuration du ciment et dans quelle mesure la présence d'un grillage incorporé dans celui-ci contribuait à limiter ces deux phénomènes. Nous avons donc été amenés dans un premier temps à étudier la topographie de surface du ciment à l'interface avec l'acetabulum, à partir d'une pièce anatomique, ainsi que de la face extérieure d'une cupule en polyéthylène. Puis nous avons fabriqué un moule en polytétrafluoroéthylène reproduisant :

- ◆ sur le fond du moule : le relief de l'os acétabulaire dans lequel le ciment vient s'ancrer,
- ◆ à l'intérieur du piston : le relief de la face extérieure de l'implant.
- ◆ Les expériences ont ensuite été menées suivant un protocole semblable à celui des essais thermiques, les thermocouples en moins.

3.2.2 - Topographie de surface du ciment à l'interface avec l'acetabulum

3.2.2.1 - Préparation des pièces anatomiques

Deux hémibassins droits (figure 14) prélevés chez des sujets sains (un homme et une femme) et conservés dans du formol ont été préparés par Bonnomet. Dans chacun des acetabula une prothèse était ensuite scellée avec du ciment chirurgical, suivant la technique opératoire employée au service d'orthopédie du CHU de Hautepierre. Le ciment injecté dans l'acetabulum de l'homme était renforcé par un tissu métallique.

Pour chacun des hémibassins, le chirurgien a d'abord fraisé l'acetabulum de manière à retirer le cartilage et à aviver l'os sous-chondral, puis, après perçage de trois trous d'ancrage dans le tiers supérieur de l'acetabulum de l'homme à l'aide d'un gabarit et lavage de la cavité osseuse, il a ensuite inséré un "fond de cotyle grillagé" dans la cavité acétabulaire. Les bossages de l'armature n'intégraient pas les trous d'ancrage et le retrait du grillage pour une remise en place correcte s'est révélé difficile. Après cela, du ciment chirurgical Palacos® LV-40 + Gentamicine a été préparé puis injecté à la seringue dans l'acetabulum, cinq minutes après le début du mélange. Puis, le chirurgien a mis en place une prothèse M.E. Müller en polyéthylène à l'aide d'un porte-cup sur lequel une pression manuelle était exercée pour insérer l'implant dans le ciment à la position choisie.

figure 14 : hémibassins droits : femme (à gauche) - homme (à droite)



Le diamètre extérieur de la cupule posée chez l'homme est de 54 mm pour un diamètre de fraise et de "fond de cotyle grillagé" de 56 mm. Celui de l'implant introduit dans l'acetabulum féminin est de 56 mm pour un diamètre de fraise de 58 mm. L'épaisseur du manteau de ciment, hors digitations, est donc de 1 mm. L'impaction a été effectuée au marteau, après mise en place de l'impacteur dans la cupule, puis le ciment excédentaire en périphérie de l'implant a été retiré. Pour terminer, le chirurgien a maintenu la cupule immobile jusqu'à durcissement complet du ciment dans les conditions de température et d'humidité du bloc opératoire.

L'os iliaque, l'ischion et le pubis ont été découpés autour de l'acetabulum de chaque hémibassin. L'ensemble os – ciment – prothèse a ensuite été déposé pendant quinze jours dans une solution d'acide chlorhydrique à 35%, à température ambiante, afin de dissoudre l'os. Dans ces conditions de température et de concentration, le polyméthacrylate de méthyle est résistant à cet acide (catalogue Prolabo 2000/2001 : guide technique). La solution n'a altéré ni la cupule, ni le ciment chirurgical. Un échantillon témoin prélevé sur le ciment excédentaire lors de chaque intervention a été également placé en même temps dans cette solution. La variation de masse mesurée avant et après immersion dans le liquide était respectivement de 1,4 ‰ pour le ciment injecté dans la cavité acétabulaire de l'hémibassin féminin et de 2,9 ‰ pour l'autre.

3.2.2.2 - Moulages en ciment

L'élimination du tissu osseux, dont il reste cependant quelques traces (taches brunâtres), a mis en évidence le relief des digitations, ou spicules, du ciment, qui sont autant de négatifs des anfractuosités de l'os support.

La distribution et les dimensions de ces digitations diffèrent d'un individu à un autre, comme le montrent les photos suivantes à l'échelle 1 des moulages en ciment (figure 15 à figure 22) réalisés dans l'acetabulum des deux hémibassins droits. Elles varient aussi en fonction de la pathologie (ostéoporose,...). Ici, il s'agit de deux sujets sains. Elles dépendent également de la nature de l'os dans lequel le ciment est ancré : os sous - chondral dense et compact ou os spongieux de la fosse acétabulaire.

On observe sur la figure 15 une zone centrale dans laquelle les digitations sont plus volumineuses et plus nombreuses. C'est celle où le ciment est ancré dans l'os spongieux. Leur hauteur avoisine le centimètre chez ce sujet, alors que chez l'autre (figure 19), elle n'est plus que de 3 millimètres environ.

◆ Ciment sans grillage (hémibassin droit de la femme)

figure 15 : digitations ciment (éch. 1)

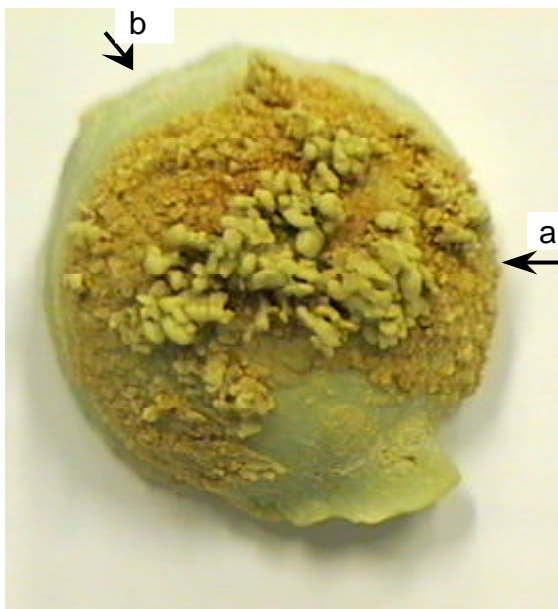


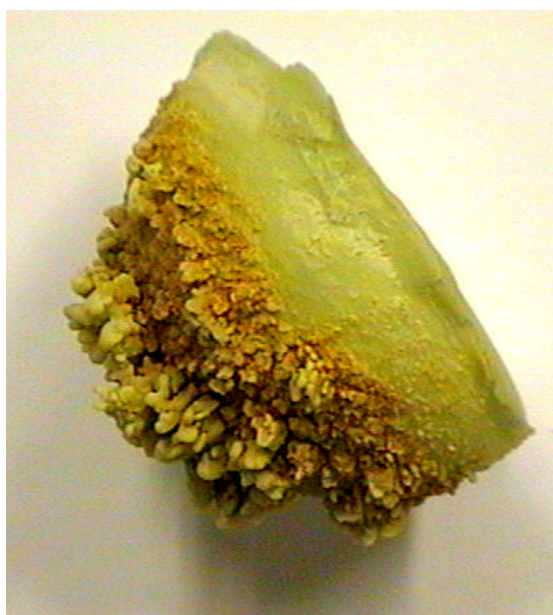
figure 17 : vue suivant a



figure 16 : cupule ME Müller 28/56 mm (éch. 1)



figure 18 : vue suivant b



Dans la zone périphérique, presque lisse, en forme de croissant, les digitations se font plus rares et leur volume est plus réduit. Là, le ciment est ancré dans l'os sous - chondral, moins avivé dans sa partie antérieure que dans sa partie postérieure. Le moulage ne présente pas d'arêtes vives à la frontière entre l'os sous -chondral et l'os spongieux pouvant donner naissance à des concentrations de contraintes.

◆ Ciment renforcé par un grillage (hémibassin droit homme)

figure 19 : digitations ciment - plots (éch. 1)

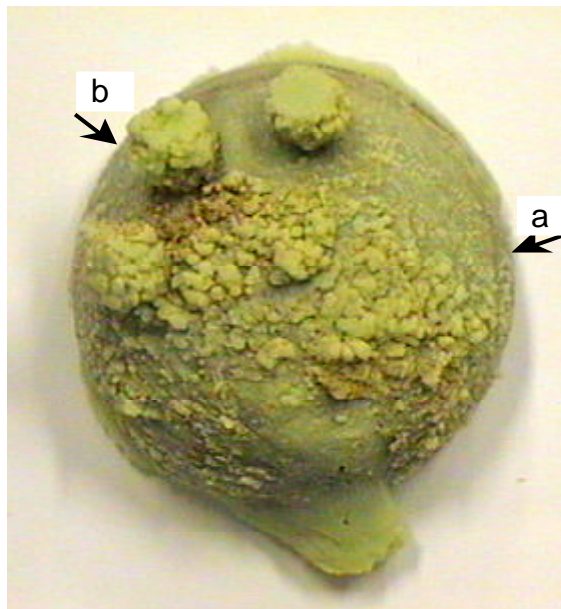


figure 21 : vue suivant a

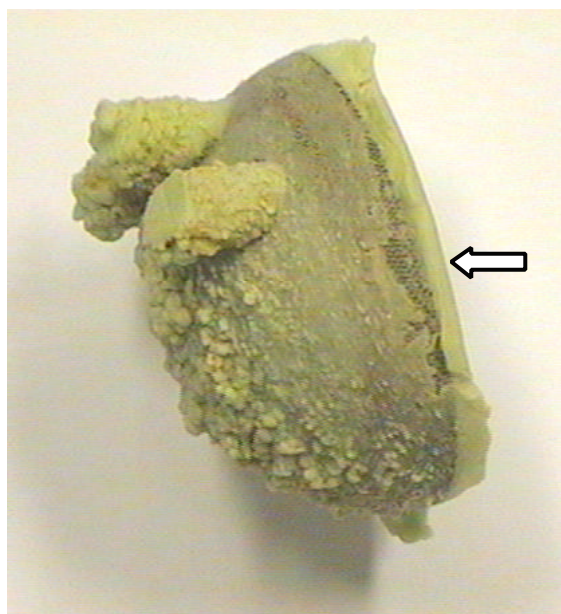
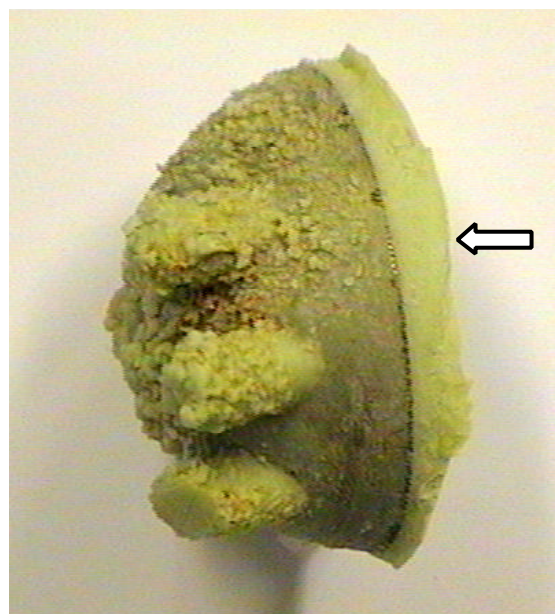


figure 20 : cupule ME Müller 28/54 mm (éch. 1)



figure 22 : vue suivant b



Avant mise en place du « fond de cotyle grillagé », trois trous d'ancrage de diamètre 9 mm et de profondeur 10 mm ont été forés dans le tiers supérieur de l'acetabulum (figure 19) dans sa position anatomique. Le plot de droite a été légèrement coupé lorsque l'os iliaque a été découpé. La forme du grillage est une hémisphère tronquée dans sa partie équatoriale dont le diamètre est celui de la plus grande fraise utilisée. Dans cette zone, le grillage est en contact direct avec l'os et ne recouvre pas la totalité de la cavité acétabulaire (figure 21 et figure 22 : flèches).

3.2.2.3 - Examen des digitations au binoculaire

Les trois zones identifiées précédemment sur les deux moulages de ciment, c'est-à-dire les digitations, ou spicules, du ciment dans l'os spongieux (« calotte sphérique » centrale), le sous - chondral 1 (partie antérieure du croissant, par rapport au sujet) et le sous - chondral 2 (partie postérieure du croissant), ont été observées au binoculaire (Olympus, Sony, Japon). Les caractéristiques de ces surfaces [WILL79] dépendent à la fois d'influences mécaniques extérieures (fraisage, pression exercée sur le ciment en cours de polymérisation et sur la cupule), des changements de volume du ciment lors de sa prise *in vivo* et de l'action des tissus osseux environnants.

3.2.2.3.1 - Ciment sans grillage (hémibassin droit de la femme)

La complexité de la géométrie (figure 23) des porosités de l'os spongieux, leur profondeur et leur densité assurent un ancrage et un verrouillage mécanique importants du ciment dans l'os en termes de section cisailée, de longueur d'ancrage et de surface de contact os-ciment.

figure 23 : spicules de l'os spongieux (x 5,87)

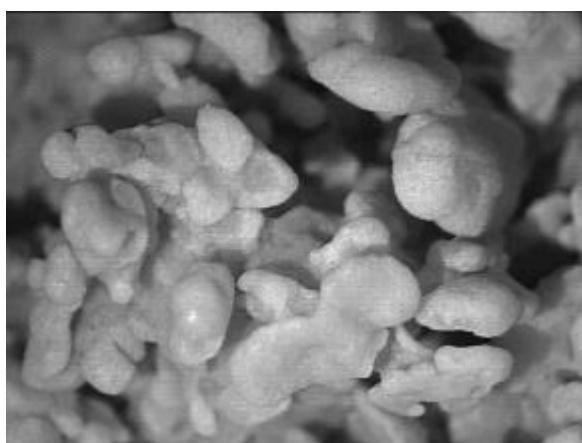
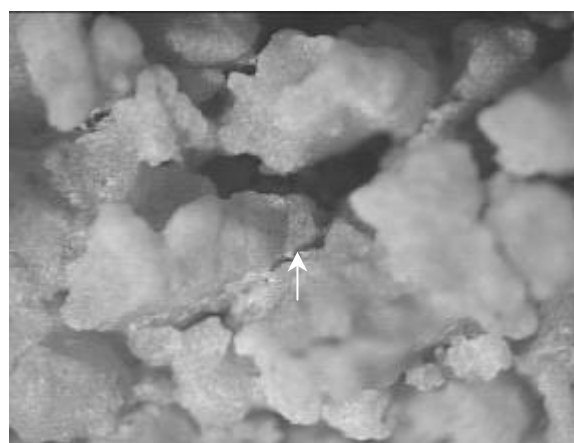


figure 24 : fractures dans le ciment (x 14,67)



Des fractures sont observées dans le ciment ancré dans l'os spongieux (figure 24). Elles s'expliquent vraisemblablement par le retrait d'un grand volume de ciment [SCHN82], retrait qui est par ailleurs fortement gêné du fait du frottement aux interfaces et peut-être surtout en raison de la complexité de la géométrie de la surface de l'os trabéculaire. Le ciment recouvrant l'os sous-chondral est également fracturé par endroits (figure 28) alors que son épaisseur hors digitations ne dépasse pas 1mm, la profondeur des rainures dans la cupule est au maximum de 1 mm et les digitations ont une profondeur au plus égale à environ 1 mm au droit du sous - chondral 1 et à environ 2 mm au droit du sous - chondral 2.

L'ancrage du ciment est très limité dans l'os sous - chondral, le volume et le nombre des digitations étant bien plus faible que dans l'os spongieux. Et pourtant, dans l'articulation naturelle, la tête fémorale ne transmet de charges qu'à l'os sous - chondral, par l'intermédiaire du cartilage, l'os spongieux de la fosse acétabulaire n'étant pas sollicité. Dans cette zone, l'ancrage du ciment est très limité, tant en surface qu'en profondeur. Si un moment de torsion ou de basculement se produit, parce qu'il y a du frottement entre les deux surfaces articulaires, ou parce qu'il y a butée du col prothétique contre le rebord de la cavité articulaire, ou en raison d'un décalage entre les centres géométriques des implants et le centre de rotation naturel de l'articulation, par exemple, la section de ciment cisailée est très faible et les contraintes de cisaillement sont certainement très élevées.

figure 25 : spicules de l'os sous-chondral 1 (x 5,87)

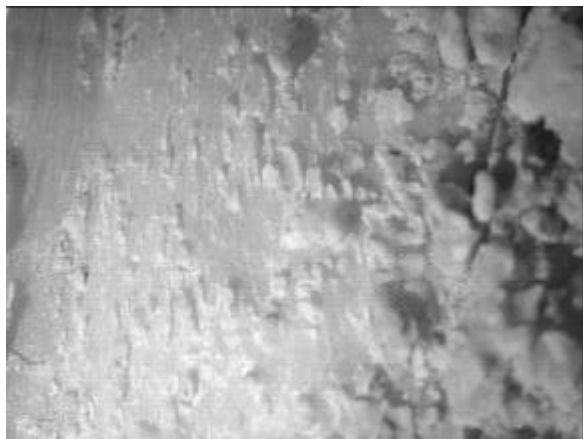


figure 26 : spicules de l'os sous-chondral 1 (x14,67)

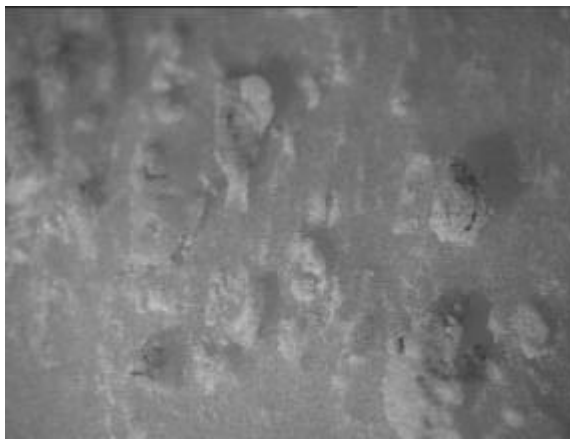


figure 27 : spicules de l'os sous-chondral 2 (x 5,87)

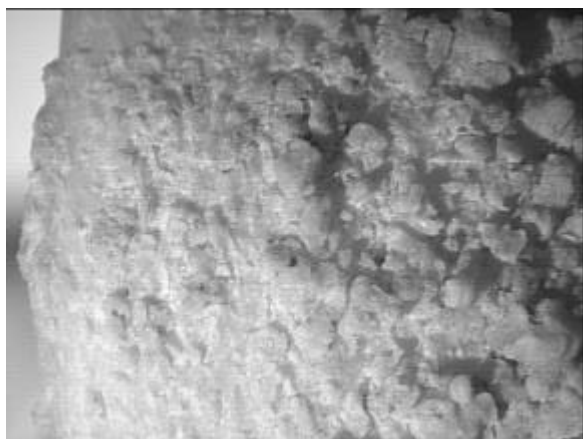
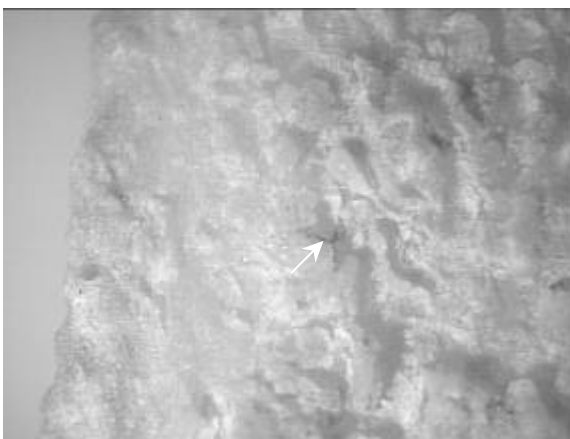


figure 28 : fractures dans le ciment (x 14,67)

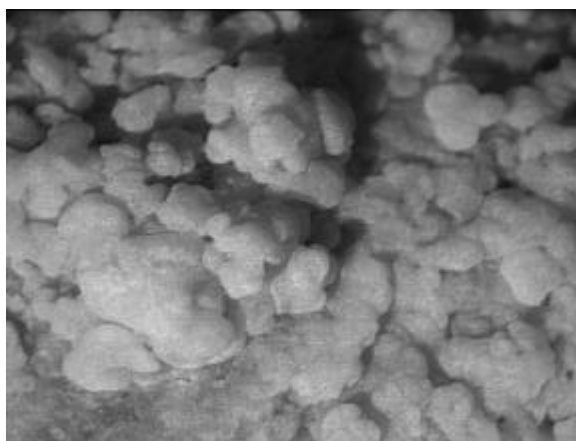


Le fraisage a laissé des empreintes dans l'os sous-chondral que l'on retrouve dans le ciment (figure 25 et figure 27).

3.2.2.3.2 - Ciment renforcé par un grillage (hémibassin droit homme)

La complexité de la géométrie (figure 29) et la densité des porosités de l'os spongieux de la fosse acétabulaire sont retrouvées ici. La hauteur maximale des digitations est voisine de 3 mm. Selon Bonnomet, ce cas de figure est plus proche de la normale que le précédent.

figure 29 : digitations de l'os spongieux (x 5,87)



La topographie de surface de l'os sous-chondral (figure 30) est proche de celle de l'autre sujet. Le grillage est apparent par endroits (figure 31 : flèche).

figure 30 : spicules de l'os sous-chondral 1 (x5,87)

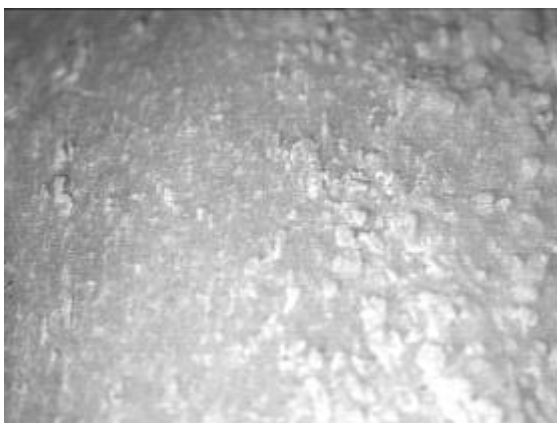


figure 31 : spicules de l'os sous-chondral 2 (x 5,87)



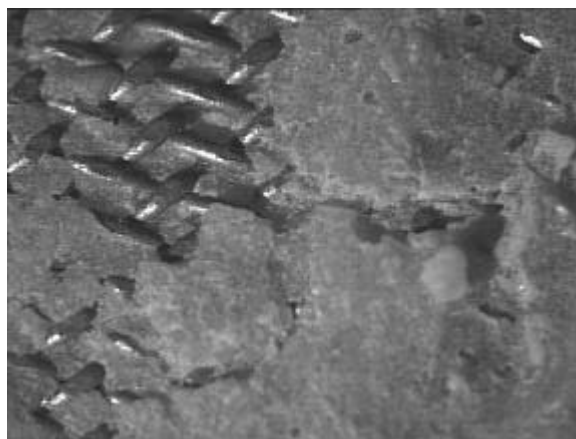
Les figures 3-29 à 3-31 montrent que l'ouverture nominale de maille du FDCG, égale à 0,45 mm, est suffisante pour le passage du ciment au travers du grillage *in vivo* dans les conditions de viscosité et de mise en pression du ciment au bloc opératoire.

Dans la partie équatoriale du grillage, à proximité du bord de la cupule, le grillage est en contact direct avec l'os (figure 32). Le ciment à l'interface avec l'os est parfois fracturé (figure 33). L'espace entre prothèse et acetabulum étant de 1 mm, la somme des épaisseurs de ciment de part et d'autre du grillage est réduite à 0,72 mm au droit des fils de l'armature et à moins de 0,44 mm au droit des nœuds (à l'intersection de deux fils perpendiculaires), le diamètre des fils étant de 0,28 mm. On peut comprendre que le ciment, trop mince, se fragmente. Il est à remarquer que ce phénomène est déjà présent après la reconstruction de l'articulation de la hanche, c'est-à-dire en phase provisoire, avant même sa mise en charge.

figure 32 : grillage apparent à la périphérie de la cupule. Ciment fragmenté (x 5,87)



figure 33 : craquelures dans le ciment compris entre le grillage et l'acetabulum (x 14,67)



Dans ce cas, on ne peut plus parler de ciment armé, mais de prothèse et de grillage fixés avec un peu de ciment. Cette solution peut être considérée comme intermédiaire entre l'ancrage biologique sans ciment et la fixation de la prothèse avec du ciment. Elle a des avantages et des inconvénients. Le PMMA assure la stabilité primaire de la cupule, nécessaire à la repousse osseuse, qui n'est pas toujours obtenue avec les prothèses sans ciment du fait de leur micromobilité. Le grillage apparent facilite l'ancrage biologique. L'ouverture nominale de mailles de 0,45 mm favorise en effet la repousse et la colonisation osseuses. Avec cette épaisseur de ciment, le risque de nécrose thermique au droit du contact direct de l'armature avec l'os, lors de la polymérisation du PMMA *in vivo*, n'est pas à craindre. Il peut exister pour une épaisseur de ciment plus importante. Il y a aussi un risque de corrosion à long terme, surtout chez des patients jeunes. La fragmentation du ciment [HENK85], s'il y a formation de microparticules de PMMA, peut engendrer des réactions tissulaires intenses avec destruction osseuse de proche en proche.

3.2.2.4 - Topographie de la surface

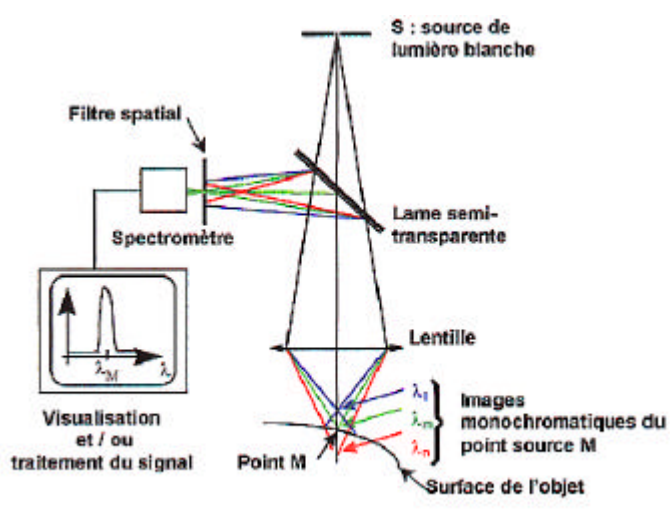
Nous avons cherché à caractériser les digitations du ciment dans les trois zones mises en évidence précédemment : os spongieux, os sous - chondral antérieur et os sous - chondral postérieur. La mesure en trois dimensions de la topographie de ces surfaces a été réalisée avec un rugosimètre 3D CHR® 150 (Stil SA, Aix-en-Provence, France).

3.2.2.4.1 - Présentation du rugosimètre 3D CHR® 150

Cet appareil à microscopie optique confocale en lumière blanche à champ étendu est piloté par le logiciel Micromesure. Il est équipé d'un capteur optique point coaxial qui mesure la « réponse » [CORN98], c'est-à-dire l'altitude en chaque point, de la surface étudiée sous l'effet de l'éclairage. Un point est mesuré à la fois et toute la surface de l'échantillon mesuré est balayée. On obtient une matrice contenant l'altitude de chaque point. Eclairage et observation utilisent le même chemin optique.

Lorsqu'on place un très petit diaphragme dans le foyer d'une lentille [CORN98], les rayons provenant d'objets qui ne se trouvent pas dans le plan de mise au point sont arrêtés. Ce principe est utilisé dans le microscope confocal qui ne permet d'observer que les objets situés dans le plan de mise au point. Le déplacement de ce plan donne une information sur la rugosité de la surface, couche par couche. Le diaphragme sert de filtre spatial. En microscopie confocale à champ étendu (figure 34), un capteur point coaxial utilisant le principe du codage chromatique de l'espace de mesure permet d'éviter le balayage précédemment décrit et d'avoir ainsi un équipement libre de toute pièce en mouvement.

figure 34 : schéma de principe de la microscopie confocale à champ étendu [COHE99]



Le codage chromatique utilise le chromatisme axial des objectifs qui permet de restituer l'image de la source ponctuelle polychromatique en une succession continue d'images monochromatiques uniformément réparties sur un segment de droite de longueur égale à la profondeur de champ requise et par là même, d'attribuer à chaque point du champ de mesure une longueur d'onde et une seule. Comme pour chaque longueur d'onde on a une image nette (plage de mesure jusqu'à 900 μm), on peut établir une corrélation entre la couleur de l'image et les motifs (variations en profondeur) de la surface. L'analyse spectrale du signal optique réfléchi est obtenue par un analyseur chromatique à barrette de photodiode. Le dispositif de codage chromatique dont est munie l'optique confère un champ étendu au capteur qui fonctionne simultanément avec toutes les longueurs d'onde permises par l'optique employée (champ en z, axe vertical). L'éclairage en lumière blanche permet d'éliminer les problèmes de speckle (granularité laser due à des interférences entre les différents rayons rétrodiffusés par la rugosité de la surface) observés avec l'emploi d'un laser (lumière cohérente). Le codage chromatique de la mesure rend celle-ci insensible à la lumière ambiante. La résolution latérale [CORN98] est meilleure que le diamètre du spot car les rayons lumineux passent à travers deux diaphragmes (l'un au niveau de la source lumineuse, l'autre au niveau du détecteur).

Le laboratoire dispose actuellement de trois sondes, ou crayons optiques, dont les profondeurs de champ sont respectivement 80 μm , 300 μm , 3 mm. Nous avons utilisé la sonde de 3 mm dont les caractéristiques sont les suivantes (tableau 3-3) :

tableau 3-3 : caractéristiques de la sonde de 3 mm (Stil SA, Aix-en-Provence, France)

Plage de mesure (profondeur de champ)	Distance de travail	Résolution en z	Précision du positionnement en xy	Diamètre du spot	Résolution latérale
3 mm	38 mm	100 nm	1 μm	10 μm	5 μm

Pour chaque type de digitations (dans l'os spongieux, le sous - chondral antérieur 1 et le sous - chondral postérieur 2), trois échantillons de surface, dont la taille était de 8 mm en x et en y, soit 801 x 801 points, ont été mesurés à l'aide de la sonde optique de 3 mm avec un pas d'échantillonnage de 10 μm et une cadence d'acquisition de 100 Hz. La profondeur de champ maximale étant de 3 mm, seule la topographie de la surface du moulage en ciment réalisé sur l'hémibassin de l'homme a pu être déterminée au moyen du rugosimètre. Les données ont ensuite été exploitées avec le logiciel Mountains (Digital Surf, Besançon, France).

3.2.2.4.2 - Résultats

La forme courbe des échantillons a été supprimée par un polynôme du second degré. Un seuillage a été effectué pour enlever les points extrêmes (non mesurés) et limiter ainsi l'utilisation de la fonction « suppression de défauts ». Les quelques points non mesurés ont été rebouchés d'après leur voisinage au moyen de cette fonction.

Plusieurs paramètres 3D du groupe I ont été calculés. Ces paramètres sont des extrapolations de paramètres 2D normalisés dans l'ISO 4287. Ce sont tous des paramètres d'amplitude, définis par rapport à un plan moyen obtenu par redressement par le plan des moindres carrés de la surface mesurée, puis par centrage des altitudes autour de la moyenne :

- la hauteur totale de la surface S_t (hauteur entre le pic le plus haut et le creux le plus profond),
- la symétrie de la courbe de distribution des profondeurs S_{sk} (skewness : facteur d'asymétrie du profil évalué) : un $S_{sk} < 0$ indique que la surface est composée principalement d'un plateau et de vallées profondes et fines. Dans ce cas, la distribution des profondeurs est inclinée vers le haut. Un $S_{sk} > 0$ indique une surface comportant de nombreux pics sur un substrat. La distribution est alors inclinée vers le bas. Ce paramètre est inclus dans le rapport EUR 15178 EN;
- le facteur d'aplatissement de la courbe de distribution des profondeurs S_{ku} (kurtosis). $S_{ku} = 3$: distribution gaussienne. $S_{ku} < 3$: distribution élargie. $S_{ku} > 3$: distribution resserrée.

Pour chacun des types de surfaces étudiés, spongieux, sous - chondral antérieur 1 et sous - chondral postérieur 2, on trouvera ci - dessous :

- une représentation en 3 dimensions (3D) de la topographie de surface (figures 3-35, 3-39 et 3-43), forme supprimée,
- une représentation en 2 dimensions (2D) de la topographie de surface (figures 3-37, 3-41 et 3-45) forme supprimée,
- une courbe de profil (figures 3-36, 3-40 et 3-44),
- la distribution des amplitudes (altitude des points) et la courbe d'Abbott - Firestone qui donne la portance de la surface en fonction de la profondeur (figures 3-38, 3-42 et 3-46).

◆ Digitations dans l'os spongieux :

figure 35 : os spongieux - représentation 3D – forme supprimée

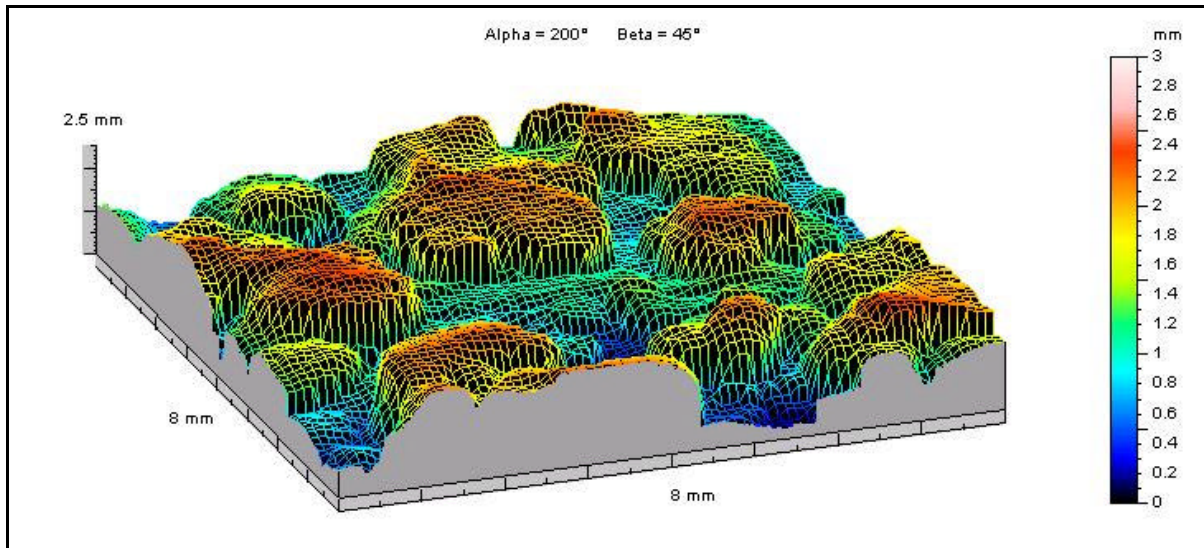


figure 36 : os spongieux - courbe de profil nord-sud

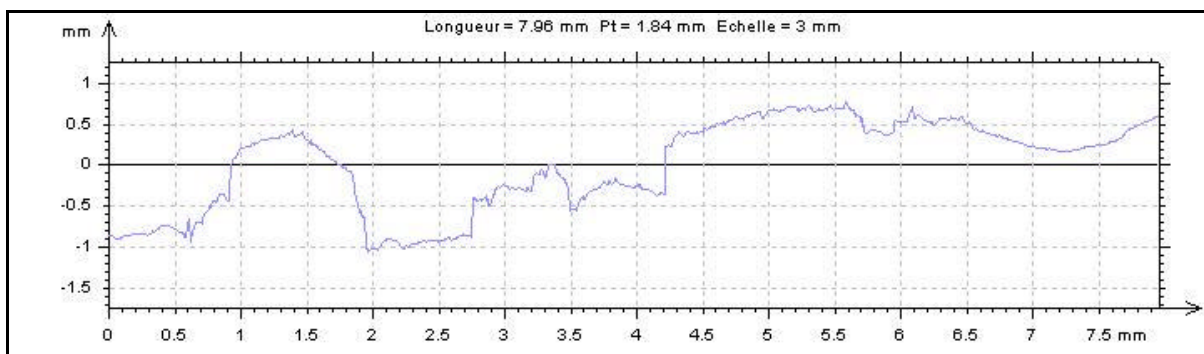
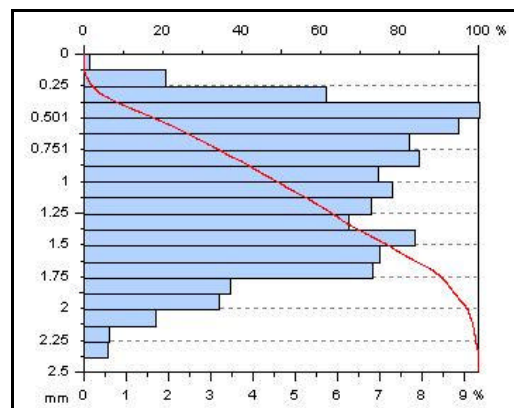
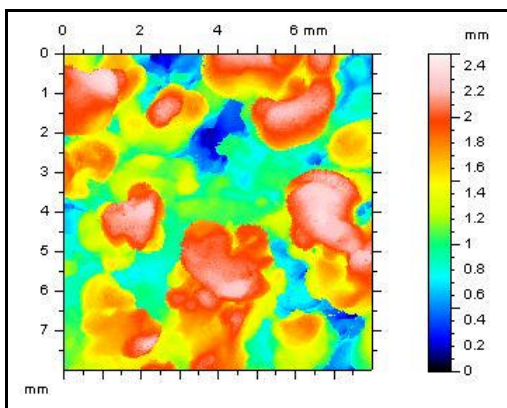


figure 37 : os spongieux - représentation 2D

figure 38 : os spongieux – distribution des amplitudes

forme supprimée

courbe d'Abbott - Firestone



◆ Digitations dans l'os sous - chondral antérieur 1 :

figure 39 : os sous - chondral antérieur 1 - représentation 3D – forme supprimée

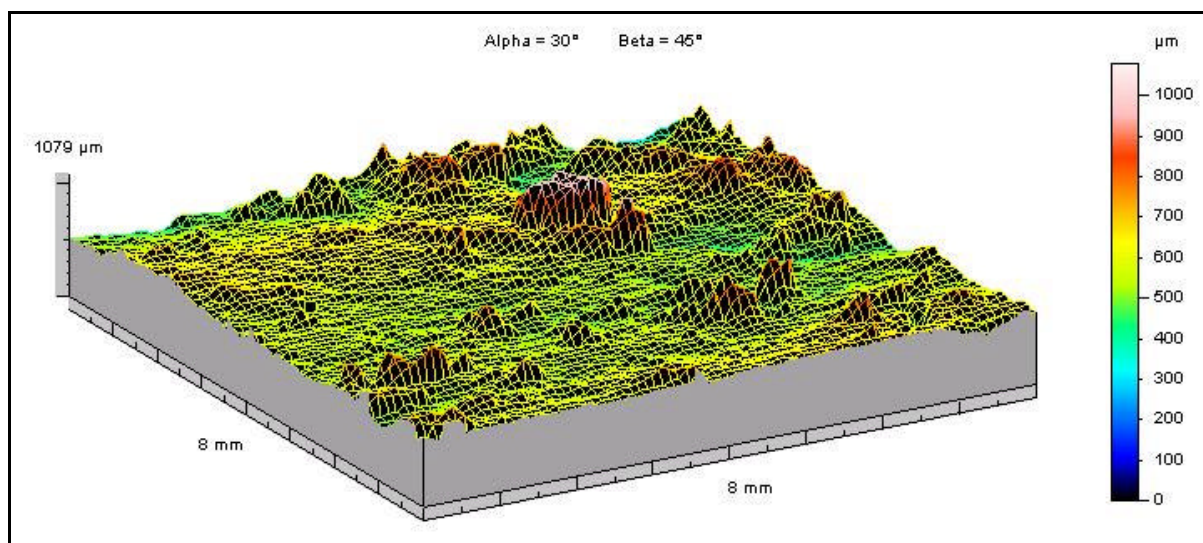


figure 40 : os sous - chondral antérieur 1 - courbe de profil ouest-est

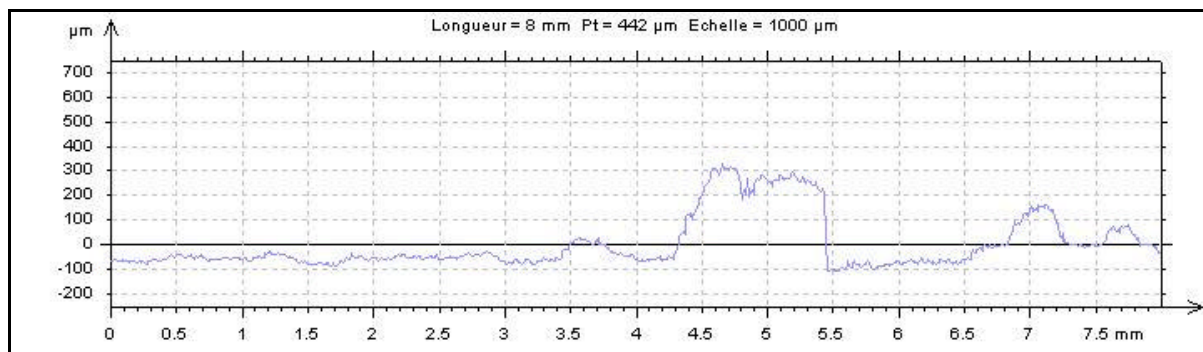


figure 41 : os sous - chondral 1 - représentation 2D

forme supprimée

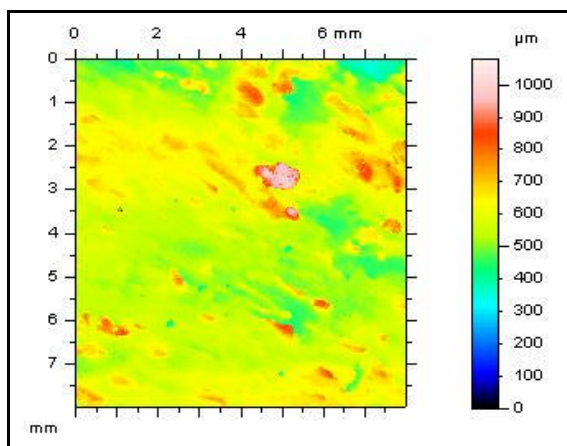
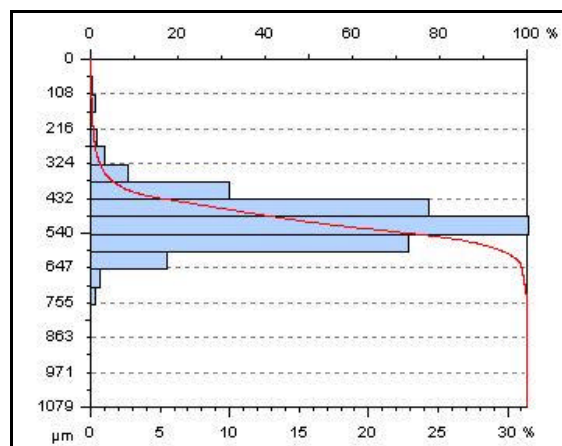


figure 42 : os sous - chondral 1 - distribution des amplitudes

courbe d'Abbott - Firestone



◆ Digitations dans l'os sous - chondral postérieur 2 :

figure 43 : os sous - chondral postérieur 2 - représentation 3D – forme supprimée

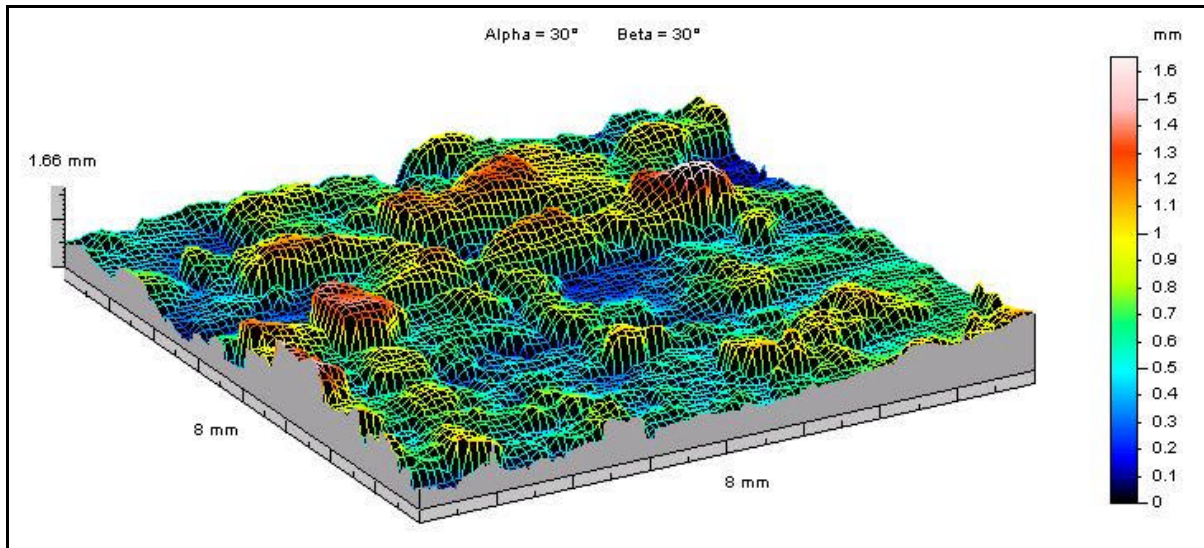


figure 44 : os sous - chondral postérieur 2 - courbe de profil ouest-est

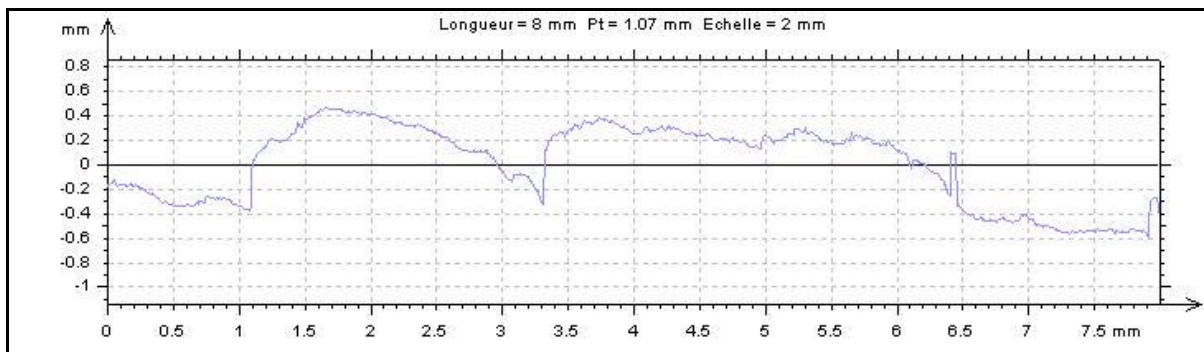
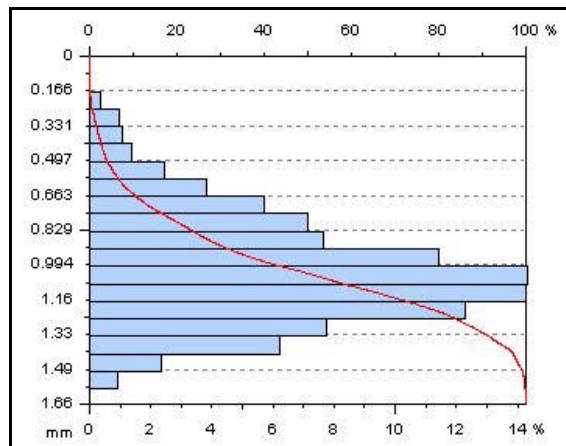
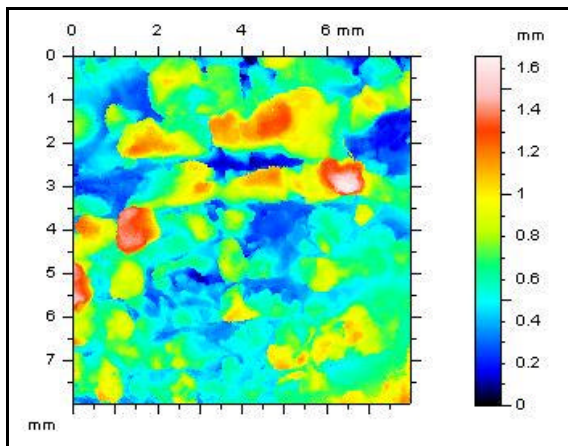


figure 45 : os sous - chondral 2 - représentation 2D

figure 46 : os sous - chondral 2 - distribution des amplitudes

forme supprimée

courbe d'Abbott - Firestone



Des paramètres de surface et de volume 3D (du groupe II) ont également été déterminés :

- le volume moyen de matière S_{mmr} : c'est le volume total de matière de la surface obtenu en mesurant l'espace situé entre un plan fictif horizontal situé à l'altitude minimale et les points de la surface;
- le volume moyen de vide S_{mvr} : c'est le volume total de vides de la surface, obtenu en mesurant l'espace situé entre les points de la surface et un plan fictif horizontal situé à l'altitude maximale de la surface;
- le taux de portance S_{Tp} à une profondeur donnée. Il indique le pourcentage de la surface de matière dans un plan horizontal d'altitude donnée. Ce paramètre est inclus dans le rapport EUR 15178 EN.

Les paramètres du groupe II sont pour la plupart des anciens paramètres devenus obsolètes, qui ont changé de nom ou ont été abandonnés par les textes de norme. Ces paramètres sont toutefois conservés en raison de leur usage dans certaines entreprises. Quelques - uns de ces paramètres nous ont semblé nécessaires pour la fabrication des fonds de moule ou pour mieux différencier les 3 types de surface étudiés.

◆ Paramètres 3D d'amplitude, de surface et de volume :

tableau 3-4 : paramètres 3D d'amplitude, de surface et de volume

Surface étudiée	Nombre		Paramètres d'amplitude			Paramètres de surface et de volume		
			S_t	S_{sk}	S_{ku}	S_{mmr}	S_{mvr}	S_{Tp}
			(mm)			mm ³ /mm ²	mm ³ /mm ²	plan moyen %
Spongieux	3	Moyenne	2,39	-0,14	2,40	1,38	1,01	51,1
		Ecart type	0,12	0,20	0,36	0,18	0,10	0,6
Sous-chondral postérieur	3	Moyenne	1,81	0,68	3,20	0,78	1,03	43,2
		Ecart type	0,13	0,13	0,38	0,11	0,05	1,5
Sous-chondral antérieur	3	Moyenne	0,73	0,78	4,97	0,35	0,38	45,7
		Ecart type	0,49	0,27	1,96	0,27	0,24	1,6

Il ressort du tableau 3-4 et des figures 3-35 à 3-46 que, pour le sujet étudié, :

- la hauteur moyenne totale de la surface (hauteur entre le pic le plus haut et le creux le plus profond) est de 2,39 mm pour l'os spongieux, 0,73 mm pour le sous - chondral antérieur 1 et de 1,81 mm pour le sous - chondral postérieur 2, plus avivé que le sous - chondral 1;
- le paramètre S_{sk} (skewness) négatif pour l'os spongieux indique que la surface est composée principalement d'un plateau et de vallées profondes et fines (figure 35). La distribution des amplitudes (figure 38) est inclinée vers le haut. Le S_{sk} positif de l'os sous - chondral indique une surface comportant de nombreux pics sur un substrat (figure 39 et figure 43). La distribution des amplitudes (figure 42 et figure 46) est inclinée vers le haut;
- le paramètre S_{ku} , qui caractérise l'aplatissement de la courbe de distribution des profondeurs est inférieur à 3 pour l'os spongieux, ce qui signifie que la distribution des amplitudes est élargie (figure 38). Il est supérieur à 3 pour l'os sous - chondral. La distribution des amplitudes est resserrée, d'avantage pour le sous - chondral 1 que pour le sous - chondral 2 (figure 42 et figure 46);
- le volume moyen de matière S_{mmr} passe de 1,38 mm³/mm² pour le spongieux à 0,35 mm³/mm² pour le sous - chondral 1;
- le volume moyen de vide S_{mvr} du spongieux, égal à 1,01 mm³/mm² est inférieur au volume moyen de matière S_{mmr} , alors qu'il est supérieur à S_{mmr} dans le cas de l'os sous - chondral;
- le taux de portance au niveau du plan moyen passe de 51,1% pour le spongieux à 43,2% pour le sous - chondral 2.

Le moyen de mesure choisi, quoique très sophistiqué et à la pointe de la technologie, ne rend pas totalement compte de la complexité de la géométrie des spicules, essentiellement dans le cas de l'os spongieux, parce qu'il ne prend pas en compte les surfaces réentrantes.

3.2.3 - Topographie de surface du ciment à l'interface avec la cupule

Le relief d'une cupule M.E. Müller en polyéthylène de diamètre 54 mm a également été caractérisé par la mesure en trois dimensions de sa topographie de surface à l'aide du rugosimètre 3D CHR® 150.

3.2.4 - Confection du moule

A partir de la mesure en trois dimensions de la topographie de la surface du moulage en ciment réalisé sur l'hémibassin droit de l'homme, et afin de reproduire les interdigitations ciment - os dans le fond du moule, nous avons défini le volume total de matière entre le seuil minimal et le seuil maximal dans chaque cas, le nombre d'îlots (zones émergeant au - dessus du seuil) dans le plan moyen ,la surface moyenne, le diamètre moyen et la hauteur moyenne des îlots (tableau 3-5) dans le plan moyen de chaque échantillon de surface étudié de 8 x 8 mm².

tableau 3-5

Surface étudiée		Volume total entre les 2 seuils (mm ³)	Altitude S _v plan moyen (mm)	Surface totale des îlots plan moyen (mm ²)	Nombre d'îlots plan moyen	Volume moyen des îlots seuil min (mm ³)	Surface moyenne des îlots plan moyen (mm ²)	Diamètre moyen des îlots plan moyen (mm)	Hauteur moyenne des îlots (mm)
Spongieux	Moyenne	139,01	1,38	32,70	13	5,74	2,53	1,79	2,27
	Ecart type	9,38	0,18	0,40	1	0,78	0,20	0,07	0,18
Sous-chondral 2	Moyenne	105,70	0,78	27,65	31	1,30	0,91	1,07	1,44
	Ecart type	5,93	0,11	0,97	3	0,19	0,10	0,06	0,17
Sous-chondral 1	Moyenne	33,59	0,35	29,25	39	0,23	0,78	0,99	0,32
	Ecart type	20,20	0,27	1,05	10	0,12	0,22	0,14	0,18

Ces valeurs moyennes, qui ne rendent plus compte de la complexité du relief de l'os, étaient destinées à permettre la fabrication du moule en tenant compte des diamètres de mèches disponibles et surtout, le démoulage, ce qui va une fois de plus à l'encontre des exigences *in vivo*, le but recherché étant alors d'assurer l'ancrage du ciment dans l'os et la stabilité primaire et à long terme de la prothèse.

3 plots d'ancrage destinés à augmenter l'ancrage du ciment seul ou avec grillage et à bloquer en rotation le grillage dans l'acetabulum lorsqu'un FDCG est posé ont été placés à 10 heures, midi et 14 heures.

Le négatif du relief de la cupule a été reproduit dans le fond du piston, en tenant compte du fait que nos essais sont plans, conformément aux spécifications de la norme ISO/DIS 5833 et ne tiennent pas compte de la forme hémisphérique de l'acetabulum fraisé.

3.2.5 - Essais

Nous nous sommes également inspirés, pour les essais destinés à évaluer le retrait gêné, de l'annexe C (normative) de la norme internationale ISO/DIS 5833.

3.2.5.1 - Matériel et méthode

3.2.5.1.1 - Appareillage

Le moule et le piston en PTFE avaient les mêmes dimensions que ceux utilisés dans les essais thermiques, à l'exception de l'épaisseur du PMMA qui n'était ici que de 3 mm hors digitations, ceci afin de nous rapprocher des épaisseurs conseillées pour le manteau de ciment. Un thermocouple K de classe 1, relié à l'enregistreur de températures 6 voies Curve-X mesurait la température à l'intérieur de l'étuve dans laquelle s'effectuait la prise de la résine acrylique. Le transfert de données sur PC était assuré via le progiciel CX-Easysoft. Les 4 événements du piston avaient été bouchés afin de pouvoir exercer sur le ciment une pression semblable à celle obtenue au bloc lors de la mise en place de la cupule. Afin d'éviter tout contact entre la vis métallique du piston et l'éprouvette de ciment en cours de polymérisation, un bouchon de PTFE, avait été placé en partie inférieure du trou taraudé. Un agent de démoulage aux silicones était vaporisé sur les faces internes du moule et du piston. Deux serre - joints en forme de C maintenaient ensemble le moule et le piston après insertion du mélange.

3.2.5.1.2 - Conditions d'essai

L'équipement de mélange, le contenu des unités de ciment (poudre et liquide) ainsi que le piston étaient conservés pendant au moins 2 heures avant l'essai à une humidité relative d'au moins 40% et une température d'environ 19°C. Le mélange des constituants était effectué dans les mêmes conditions. Le moule était conservé pendant au moins 2 heures dans une étuve à une température de 36°C ± 1°C et une humidité relative d'au moins 40%. C'est cette valeur de température qui est indiquée dans le tableau 3-4 (étuve 1). Lorsque le ciment était introduit dans le moule, la température dans l'étuve descendait aux environs de 32°C ± 1°C. La polymérisation se poursuivait ensuite dans l'étuve où la température remontait progressivement.

3.2.5.1.3 - Mode opératoire

Il a été très difficile d'établir le protocole de ces essais pour plusieurs raisons :

- ◆ les exigences des essais vont en sens contraire de celles du scellement d'une prothèse *in vivo*. Dans les essais, le ciment devait pouvoir être démoulé pour pouvoir étudier les deux interfaces ciment – PTFE. *In vivo*, on cherche au contraire à améliorer l'ancrage du ciment dans l'os et à éviter tout mouvement entre la cupule et le ciment pour assurer la stabilité primaire et à long terme de la prothèse.
- ◆ La norme ISO/DIS 5833 prévoit le percement de 4 événements dans le piston afin de faciliter l'extrusion du ciment excédentaire. Dans ces conditions, la pression exercée sur le ciment n'est pas suffisante pour qu'il pénètre dans les reliefs du moule. Dans un premier temps, nous avons donc bouché ces événements (avec de la pâte à modeler). Les cavités du fond du moule n'étant toujours que partiellement remplies, nous avons augmenté la durée entre le début du mélange et la mise en place du piston, afin d'augmenter la viscosité du ciment de manière à pouvoir exercer une pression suffisante sur lui. Cette constatation a déjà été faite par les orthopédistes. De plus, lors de la mise en place du piston, assimilé à une cupule, il se produisait un glissement de l'armature qui se déplaçait sous le rebord du piston augmentant ainsi localement l'épaisseur du ciment. Ce phénomène de glissement a également été constaté par les chirurgiens lors de la mise en place du ciment et de la cupule dans un acetabulum tapissé de Toilinox. Dans nos essais, il était encore accentué par le faible coefficient de frottement du PTFE et par l'agent de démoulage aux silicones. Après de nombreux essais infructueux, il a été décidé de maintenir le grillage en place en deux ou trois points par des « aiguilles » de PMMA.

Le mode opératoire a donc été le suivant : le liquide et la poudre d'une unité de ciment chirurgical Palacos® LV-40 étaient mélangés de la manière suivante : le contenu d'un sachet était ajouté à celui d'une ampoule dans un bol de mélange en polypropylène, puis les deux constituants étaient malaxés avec une spatule à une fréquence d'environ 1 Hz pendant 30 secondes. Le mélange était laissé au repos dans le bol pendant 1 minute. Le ciment était ensuite injecté dans le moule, 6'30" après le début du mélange pour que sa viscosité soit suffisante, après insertion éventuelle d'un grillage au fond du moule. Pendant l'injection, le grillage était soulevé légèrement par le ciment et n'était donc pas en contact direct avec le fond du moule. Le piston était mis en place 7'45" après le début du mélange.

Trois types d'essais ont été réalisés, au cours desquels des éprouvettes de ciment de diamètre 60 mm et d'épaisseur 3 mm hors digitations étaient coulées :

- ◆ sans grillage,
- ◆ ou avec FDCG au fond du moule ($e = 0$ mm),
- ◆ ou avec grillage SKH au fond du moule ($e = 0$ mm).

3.2.5.1.4 - Calcul et expression des résultats

La température des éprouvettes à la sortie du moule variant en fonction de la température ambiante et du temps nécessaire pour les démouler, nous avons préféré mesurer le retrait apparent à une même température ambiante d'environ 23°C pour l'ensemble des spécimens. Le diamètre du moule et de chaque éprouvette a été mesuré à mi-hauteur en plusieurs points à l'aide d'un pied à coulisse. La moyenne de ces valeurs a été calculée. Le retrait surfacique apparent a ensuite été déterminé de la même manière que précédemment. Compte - tenu du relief des deux faces des éprouvettes de ciment, il n'a pas été possible de mesurer le retrait dans le sens de l'épaisseur.

3.2.5.2 – Résultats et discussion

Le démoulage des éprouvettes de PMMA s'est révélé très difficile et presque impossible lorsque le ciment était armé d'un grillage, d'avantage avec un SKH qu'avec un FDCG. Un certain nombre de plots d'éprouvettes ont d'ailleurs été cassés lors du démoulage. Du fait de cette difficulté, le nombre d'échantillons réussis a été limité à 4 par type d'essai, le nombre total d'éprouvettes réalisées étant d'une cinquantaine.

Les figures 3-47 à 3-49 présentent la face en contact avec le fond du moule d'une éprouvette de ciment seul, de ciment avec FDCG et de ciment avec SKH.

On y distingue les 3 plots d'ancrage, les digitations centrales correspondant à celles dans l'os spongieux, les digitations sur le croissant gauche correspondant à l'ancrage du ciment dans l'os sous - chondral antérieur 1 et enfin les digitations sur le croissant droit correspondant à celles dans l'os sous - chondral postérieur 2. On voit que les grillages sont légèrement enrobés de PMMA. Le maillage du tissu SKH est visible par transparence sur la figure 49.

Les figures 3-50 à 3-52 font apparaître le négatif du relief de la cupule en polyéthylène sur la face du moulage de ciment en contact avec le piston.

figure 47 : ciment seul -côté os

figure 48 : ciment avec FDCG - côté os

figure 49 : ciment avec SKH - côté os

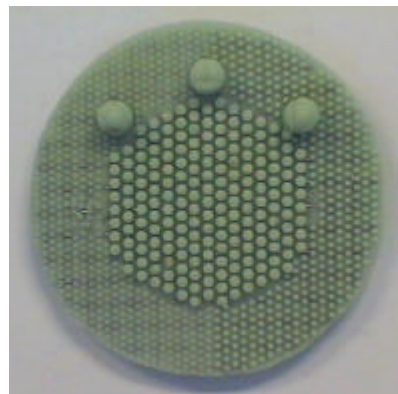
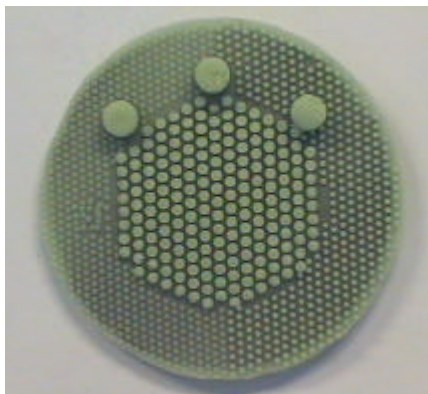


figure 50 : ciment seul - côté cupule

figure 51 : ciment avec FDCG – côté cup.

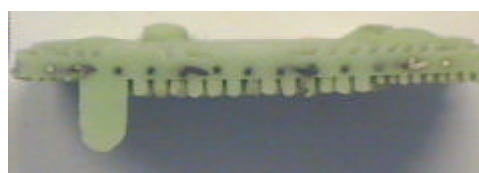
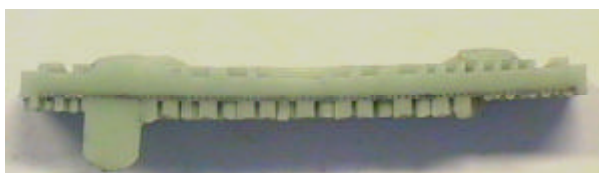
figure 52 : ciment avec SKH - côté cup.



On peut voir sur les figures 3-53 et 3-54 une coupe de deux éprouvettes de PMMA, l'une armée d'un FDCG, l'autre d'un SKH placés au fond du moule avant injection du ciment.

figure 53 : ciment armé d'un FDCG placé en fond de moule

figure 54 : ciment armé d'un SKH placé au fond du moule



Le tableau 3-6 donne les valeurs du retrait surfacique apparent mesuré pour les 3 types d'éprouvettes.

tableau 3-6 : retrait surfacique gêné apparent dans le ciment seul ou renforcé par un grillage

Grillage	Nombre d'essais		Conditions d'essai				Retrait surfacique apparent %
			local et étuve 2		étuve 1		
			température θ °C	humidité % H.R.	température θ °C	humidité % H.R.	
Ciment seul	4	Moyenne	19,8	45,4	34,8	45,5	0,70
		Ecart type	0,1	0,6	0,3	0,8	0,12
FDCG (e = 0 mm)	4	Moyenne	19,5	46,6	34,9	46,4	0,32
		Ecart type	0,3	0,7	0,2	0,3	0,13
SKH (e = 0 mm)	4	Moyenne	19,8	50,0	34,9	48,3	0,14
		Ecart type	0,1	1,7	0,1	1,3	0,16

Le retrait surfacique apparent des éprouvettes de ciment sans grillage, égal en moyenne à 0,70% est 2,34 fois plus faible que celui des éprouvettes de ciment seul réalisées dans les essais thermiques, dont la valeur moyenne est de 1,64%. Cela tient à deux raisons :

- ◆ l'épaisseur équivalente des moules avec digitations n'est plus que de 4 mm environ, au lieu de 6 mm dans les essais précédents. Or l'exothermicité de la réaction [MERC93] dépend du rapport surface / volume du ciment. Dans les essais avec digitations, la chaleur dégagée est moindre et le retrait thermique est donc moins important. La surface d'échange est aussi plus importante sur les deux faces des moules de ciment;
- ◆ le retrait est ici fortement gêné par l'ancrage du ciment dans le fond du moule reproduisant les anfractuosités de l'os et dans le piston simulant le relief de la cupule. On peut donc s'attendre à une porosité plus importante dans le ciment et à l'apparition de fissures de retrait.

La présence d'un FDCG en fond de moule réduit le retrait surfacique apparent du ciment seul de plus de la moitié, à 0,32% et celle d'un SKH à e = 0 mm le divise par 5, le ramenant à 0,14% en moyenne. Ces résultats expliquent la difficulté à démouler les éprouvettes de ciment, plus grande encore avec un SKH qu'avec un FDCG. On peut raisonnablement penser qu'*in vivo*, la présence d'un grillage FDCG ou SKH placé au fond de l'acetabulum rend le « démoulage du ciment » très difficile, voire impossible, le grillage SKH donnant de meilleurs résultats que le FDCG en raison de sa section d'armatures plus importante. Il est possible également de trouver ici une des raisons pour lesquelles il est important que le grillage tapisse le fond de l'acetabulum dans son intégralité, comme l'avait constaté Henky.

Il convient de rappeler que le calcul du retrait gêné du ciment, obtenu à partir de plusieurs mesures de diamètres de chaque éprouvette de PMMA, est global, c'est-à-dire qu'il inclut le retrait gêné par les interdigitations os – ciment, comprenant trois zones différentes (spongieux, sous-chondral 1 et sous-chondral 2), et des plots d'ancrage sur une face et l'interpénétration ciment – cupule sur l'autre face. Nous avons prévu initialement d'étudier séparément l'influence de chaque topographie de surface sur le retrait gêné. Etant donné les difficultés que nous avons rencontrées au démoulage, nous avons préféré y renoncer.

Dans ces essais l'écart type sur les valeurs du retrait devient plus important par rapport à la mesure du fait du petit nombre d'essais et de la faible valeur du retrait mesuré.

Nous remercions le Docteur Luc Marcellin (Laboratoire d'Anatomie Pathologique du Centre Hospitalier Universitaire de Strasbourg – Hautepierre) qui a procédé à la dissolution de l'os autour du ciment moulé dans les deux pièces anatomiques.

3.3 - ENROBAGE DES ARMATURES

Comme nous l'avons vu précédemment, l'enrobage des armatures (figure 2-15) doit être suffisant pour :

- ◆ permettre une bonne adhérence entre l'armature et le ciment,
- ◆ assurer une protection suffisante des armatures contre la corrosion (ou la biodégradation du matériau).

En béton armé, il doit être au moins égal au diamètre des armatures [PERC92, BAEL91 : article 7.2,5] et peut être plus important si l'agressivité du milieu environnant le justifie.

Nous avons mesuré l'enrobage des armatures du FDCG et du grillage de la cupule SKH sur les échantillons obtenus lors des essais de retrait gêné (figure 55 et figure 56), la viscosité du ciment et la pression exercée sur le PMMA étant assez proches de celles obtenues par le chirurgien lors de la mise en place de la cupule *in vivo*. Pour chaque type de tissu métallique, ces mesures ont été faites hors digitations sur deux groupes de dix fils d'armatures appartenant chacun à deux éprouvettes différentes.

figure 55 : fils d'armature FDCG – digitations (x23)

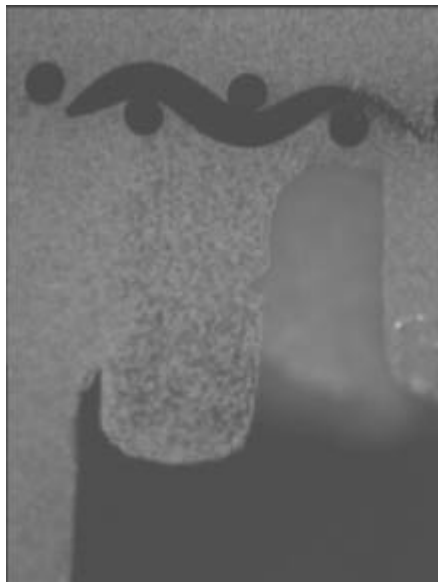
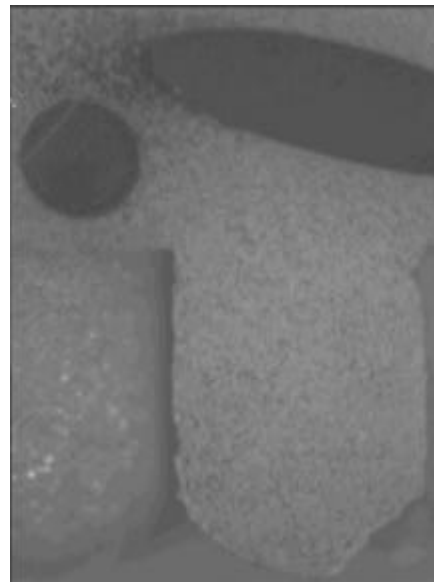


figure 56 : fils d'armature SKH – digitations (x23)



Au droit des digitations, l'enrobage est évidemment plus important et dépend de la profondeur des spicules. De plus, l'axe longitudinal des fils d'armature a la forme d'une sinusoïde (figure 55) en raison du tissage. L'enrobage d'un fil est donc variable suivant le point mesuré le long de cet axe.

Si les valeurs maximales de l'enrobage, mesurées hors digitations, sont supérieures au diamètre des fils d'armature pour chacun des deux grillages (tableau 3-7), il n'en est pas de même pour les valeurs minimales.

tableau 3-7 : enrobage des fils d'armatures

	FDCG ($\text{\AA}_{\text{fil}} = 0,28 \text{ mm}$)		SKH ($\text{\AA}_{\text{fil}} = 0,80 \text{ mm}$)	
	épreuve 1	épreuve 2	épreuve 1	épreuve 2
enrobage min (mm)	0,04	0,16	0,34	0,36
enrobage max (mm)	0,36	0,49	1,36	1,07

Au droit de l'os spongieux, il y a peu de risque que l'enrobage des fils d'armature du FDCG ou du SKH soit insuffisant. Le risque est également limité au droit du sous - chondral postérieur 2. Il n'en est pas de même pour les fils d'armature placés dans l'acetabulum au niveau de l'os sous - chondral antérieur 1.

Dans les essais de retrait gêné que nous avons réalisés, chacun des grillages utilisés, simplement posé au fond du moule, pouvait se déplacer dans le sens de l'épaisseur du ciment. Ce n'est pas le cas du FDCG (figure 1-18) ou du grillage de la cupule SKH (figure 1-16) utilisés lors d'une arthroplastie de la hanche :

- ◆ dans son analyse radiographique à plus de 7 ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche cimentées du système modulaire S.K.H. - S.K.S., Van Hille [VAN H99] a mesuré l'épaisseur du ciment entre le support osseux, hors digitations, et l'extérieur du grillage SKH. Elle variait de moins de 3 mm à plus de 10 mm, avec une valeur moyenne de 4,4 mm, nettement supérieure au diamètre des fils d'armature. La hauteur des pions métalliques de la cupule SKH impose d'ailleurs un enrobage minimum de 1,65 mm environ, soit plus de deux fois le diamètre des fils du grillage, égal à 0,80 mm. Dans ces conditions, la règle énonçant que l'enrobage d'une armature doit être au moins égal au diamètre de celle - ci est respectée et il n'y a pas lieu de réduire le diamètre de l'armature au regard de ce seul critère.

- ◆ la forme du FDCG est une hémisphère tronquée de 4 mm dans sa partie équatoriale dont le diamètre est égal à celui de la dernière fraise utilisée. Cela signifie qu'en périphérie de l'acetabulum, il n'y a pas d'enrobage possible (figure 32). Dans cette zone d'os sous - chondral, qui dans la hanche naturelle reprend la totalité des efforts, il n'y a d'abord pas d'armature, puis pas de ciment entre le grillage et l'os, puis une épaisseur de ciment insuffisante pour transmettre les efforts à l'armature. Le ciment est d'ailleurs fragmenté dans cette zone (figure 33). Du point de vue du seul paramètre "enrobage", le diamètre des fils du tissu FDCG n'est pas trop important dans la zone d'os spongieux, ni même dans celle de l'os sous - chondral postérieur, du fait des digitations. Par contre, le ciment est inexistant, fragmenté ou d'épaisseur insuffisante au niveau du toit de l'acetabulum et du sous - chondral antérieur. Pour vérifier la condition d'enrobage des armatures (adhérence ciment – armature et protection du grillage contre la corrosion) dans ces zones, il faudrait qu'il y ait un espace minimal entre os et grillage au moins égal au diamètre de l'armature, soit dans le cas présent 0,28 mm, et que le diamètre extérieur de la cupule soit inférieur d'au moins 4 mm à celui de la dernière fraise utilisée.

3.4 - CISAILLEMENT

Comme le montrent la figure 55 et la figure 56, les armatures placées à proximité de l'interface « fond du moule – ciment », destiné pour nous à reproduire l'interface « os – ciment », et dont la direction est perpendiculaire à la hauteur des digitations du ciment dans l'os, rendent solidaires l'ensemble de ces digitations. De cette manière, elles augmentent vraisemblablement la résistance au cisaillement qui peut se produire à cette interface en raison du frottement entre les deux surfaces articulaires, ou lorsqu'il y a butée du col prothétique contre le rebord de la cavité articulaire, ou en cas de malposition de la cupule par exemple. Il conviendrait de le vérifier expérimentalement.

3.5 – « FISSURATION » DU CIMENT

Une coupe transversale d'échantillons avec et sans grillage obtenus dans les essais de retrait non gêné et de retrait gêné a été effectuée à la microtrancheuse Cuto 1 (Reichert – Jung, Cambridge Instruments) avec un disque diamanté. Les échantillons ont ensuite été polis puis observés au microscope optique en lumière polarisée.

Dans les échantillons obtenus lors des essais de retrait non gêné, on aperçoit des « fissures » presque parallèles aux armatures transversales (figure 57 et figure 60) et des « fissures » rayonnant autour des armatures longitudinales (figure 58 et figure 59, figure 61 et figure 62). Ces « fissures » ont un peu l'aspect de « plis géologiques » et peuvent être dues à la libération des contraintes lors de la découpe.

Dans les échantillons obtenus lors des essais de retrait gêné, ces « fissures » sont moins nombreuses et n'apparaissent plus qu'autour de l'une ou l'autre armature, alors que des contraintes de traction apparaissent dans le ciment en raison de ce retrait. Des « fissures » sont parfois observées dans l'angle entre une digitation et le manteau de ciment, de même qu'à la base des digitations à proximité d'une armature transversale (figure 64).

Il n'a pas été possible de mesurer d'ouverture de « fissures ».

◆ Retrait non gêné

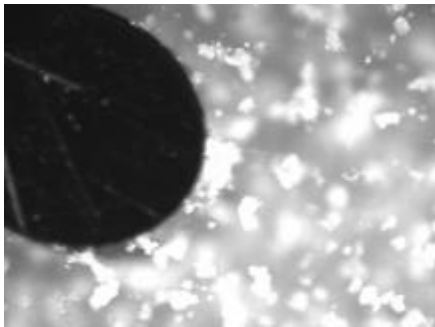
- FDCG en fond de moule

figure 57 : « fissures » radiales autour de l'armature longitudinale et « fissures » parallèles à l'armature transversale (x 135)



figure 58 : « fissures » radiales (x 135)

figure 59 : « fissures radiales » (x 337)



- SKH au fond du moule

figure 60 : armature transversale vue par transparence (x135)

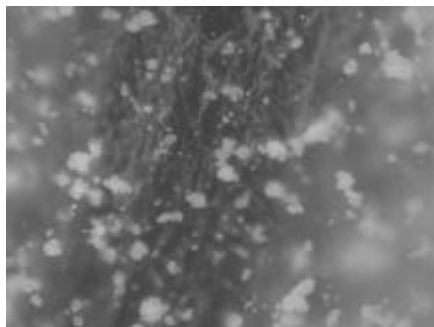
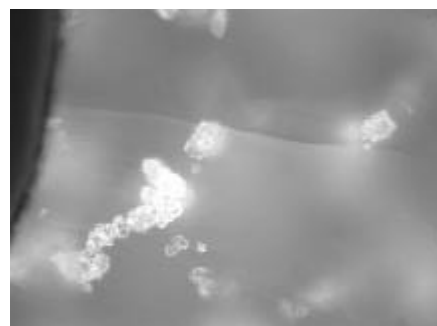
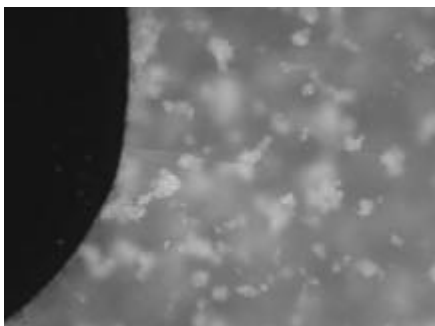


figure 61 : « fissures » radiales (x 135)

figure 62 : « fissures radiales » (x 337)



◆ Retrait gêné

- FDCG en fond de moule

figure 63 : armature transversale (x 135)

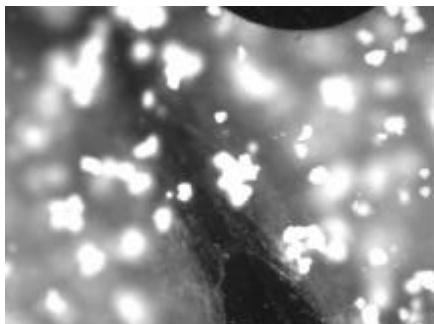


figure 65 : « fissures » radiales (x 135)



figure 64 : « fissures » à la jonction digitation – manteau (x 67)

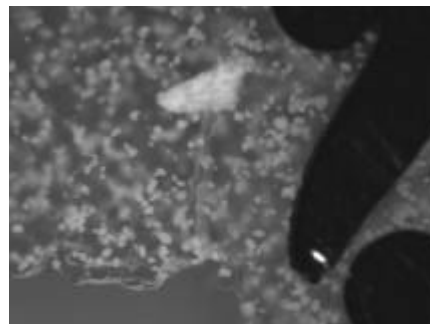
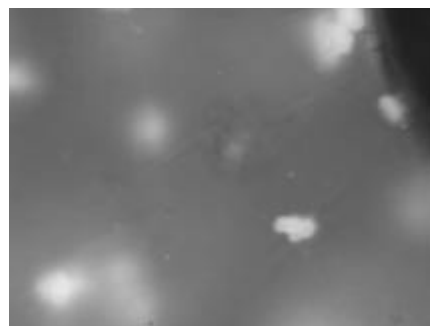


figure 66 : « fissures » radiales (x337)



- SKH en fond de moule

figure 67 : armature transversale vue par transparence (x 135)



figure 68 : « fissures » radiales (x 135)

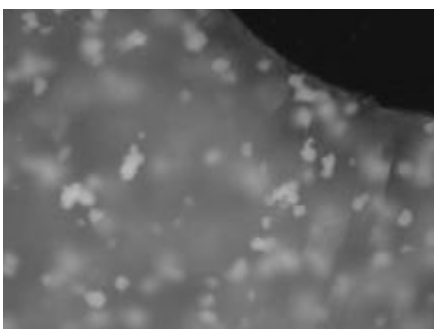


figure 69 : « fissures radiales » (x 337)



Ce phénomène de « fissuration » est dû au retrait et peut être expliqué par la différence de comportement des deux éléments du matériau composite : le coefficient de dilatation thermique de l'acier inoxydable, égal à $0,016 \times 10^{-3} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, est 5 fois moins élevé que celui du PMMA, approximativement égal à $0,081 \times 10^{-3} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ lorsque le ciment est entré dans sa phase solide. Or, après durcissement du ciment, il n'y a plus de déplacement relatif des deux matériaux. De plus, si le grillage est à l'état solide, le ciment dans le moule passe de l'état visqueux à l'état solide au cours de la polymérisation. Ce phénomène peut aussi s'expliquer par la forme sinusoïdale des fils d'armature.

CHAPITRE 4

PHASE DE SERVICE

Il est nécessaire de connaître les forces appliquées au droit de l'articulation prothétique au cours des activités courantes exercées par les patients dans leur vie quotidienne afin de pouvoir établir la distribution des contraintes dans le système os – ciment – cupule et d'évaluer la contribution de la section d'armatures d'un grillage métallique et de sa position sur :

- ◆ le renforcement de la résistance à la traction et éventuellement au cisaillement du PMMA,
- ◆ le maintien de l'intensité des contraintes dans l'os et de leur distribution à un niveau proche de celles observées dans la hanche normale.

Plusieurs auteurs [CROW78, PEDER87] ont publié des valeurs de forces de contact coxofémorales établies à partir de l'analyse des différentes phases d'un mouvement et calculées en utilisant des modèles musculaires simplifiés ainsi que différentes méthodes d'optimisation. La plupart de ces études ont été restreintes aux cas de la marche et de la montée des escaliers. Une des caractéristiques de ces calculs est qu'ils donnent des valeurs d'efforts plus importantes que celles mesurées *in vivo*. Certaines mesures effectuées *in vivo* [DAVY88] ne couvrent que la période postopératoire immédiate, alors que les patients n'ont pas encore la possibilité de solliciter normalement leur articulation prothétique. Nous avons préféré construire notre travail sur la base de mesures expérimentales dynamiques réalisées sur des patients porteurs de prothèses instrumentées, et corrélées au différentes phases du mouvement étudié, établie par Bergmann et al. [BERGM01] un à trois ans environ après une arthroplastie totale de la hanche. Après plusieurs années de recherche, ces auteurs sont parvenus à développer un outil de mesure électronique qui puisse être intégré dans le col des implants fémoraux des prothèses de hanche et permettre la mesure directe et sans fil des forces exercées dans l'articulation prothétique du patient. Cette méthode a évidemment l'inconvénient de limiter les données à quelques individus.

4.1 - CAS DE CHARGE

4.1.1 - Méthode

Bergmann et al. [BERGM01] ont mesuré les forces de contact agissant au niveau de l'articulation coxofémorale de quatre patients au cours des activités les plus fréquentes de la vie quotidienne à l'aide de prothèses instrumentées avec transmission téléométrique des données.

4.1.1.1 - Prothèses instrumentées

Un système Vicon équipé de 6 caméras avec une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz était utilisé pour mesurer la position des marqueurs apposés sur le corps de chaque patient. Deux plateaux Kistler mesuraient les réactions d'appui au sol.

Les implants en alliage de titane étaient pourvus d'une tête fémorale en alumine que venait coiffer une cupule en polyéthylène. Le système électronique de mesure était constitué d'une carte d'acquisition multicanaux et d'un circuit électrique compact téléométrique permettant la transmission sans fil du signal depuis l'intérieur du corps. Il était soudé à 3 jauges de contraintes insérées dans le col (figure 4-1) scellé par un plateau fixé par soudure laser et contenant une antenne à l'intérieur de la tête fémorale de diamètre 32 mm. Un système de transmission des données comportant des fils aurait contraint à effectuer les mesures juste après l'intervention chirurgicale.

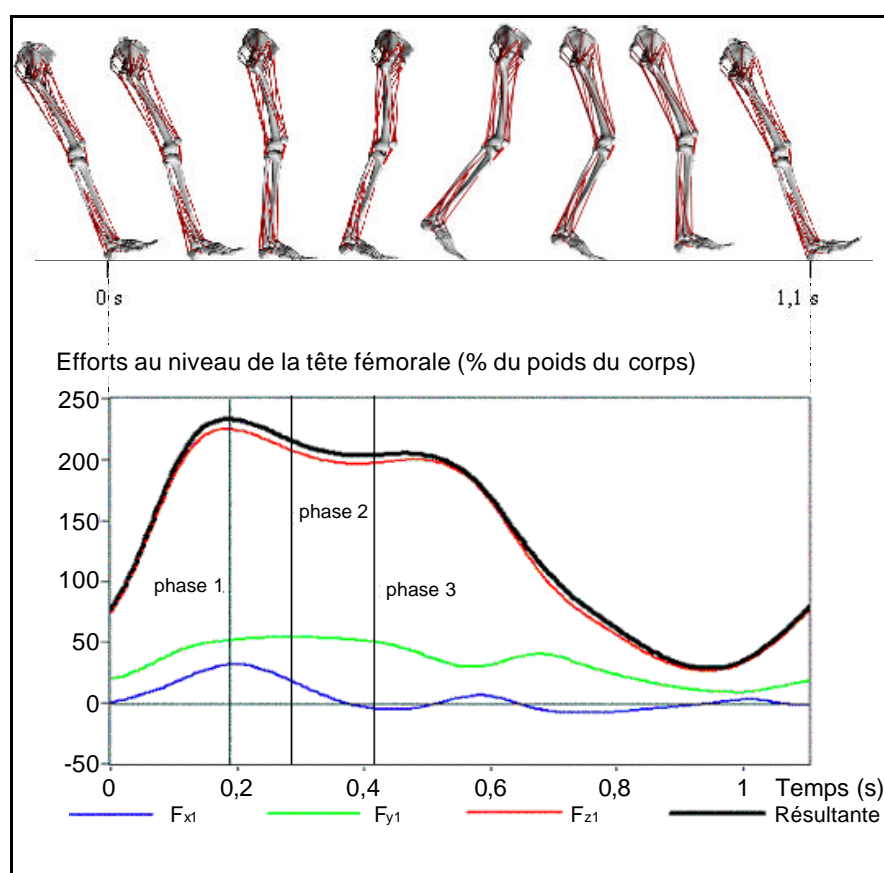
figure 4-1 : prothèse instrumentée [BERGM01]



A partir des signaux émis, l'amplitude et la direction de la force agissant sur la prothèse au droit de l'articulation pouvaient être mesurées à une fréquence de 200Hz environ (précision 1%) puis amplifiées.

L'ensemble des données provenant de l'analyse du mouvement et des indications des prothèses instrumentées étaient synchronisées (figure 4-2) et conservées sur vidéocassettes. Une interpolation des mesures était ensuite effectuée de manière que le cycle de chaque essai soit composé de 201 mesures équidistantes. Les longueurs de cycle étaient normalisées et les courbes lissées au moyen de séries de Fourier. Chacune des activités était effectuée à raison de 4 à 6 essais pour chaque patient. Les courbes de chaque essai étaient ensuite superposées et la moyenne arithmétique était effectuée pour chaque incrément de temps.

figure 4-2 : décomposition d'un cycle de marche en phases et effort correspondant appliqué à la tête fémorale

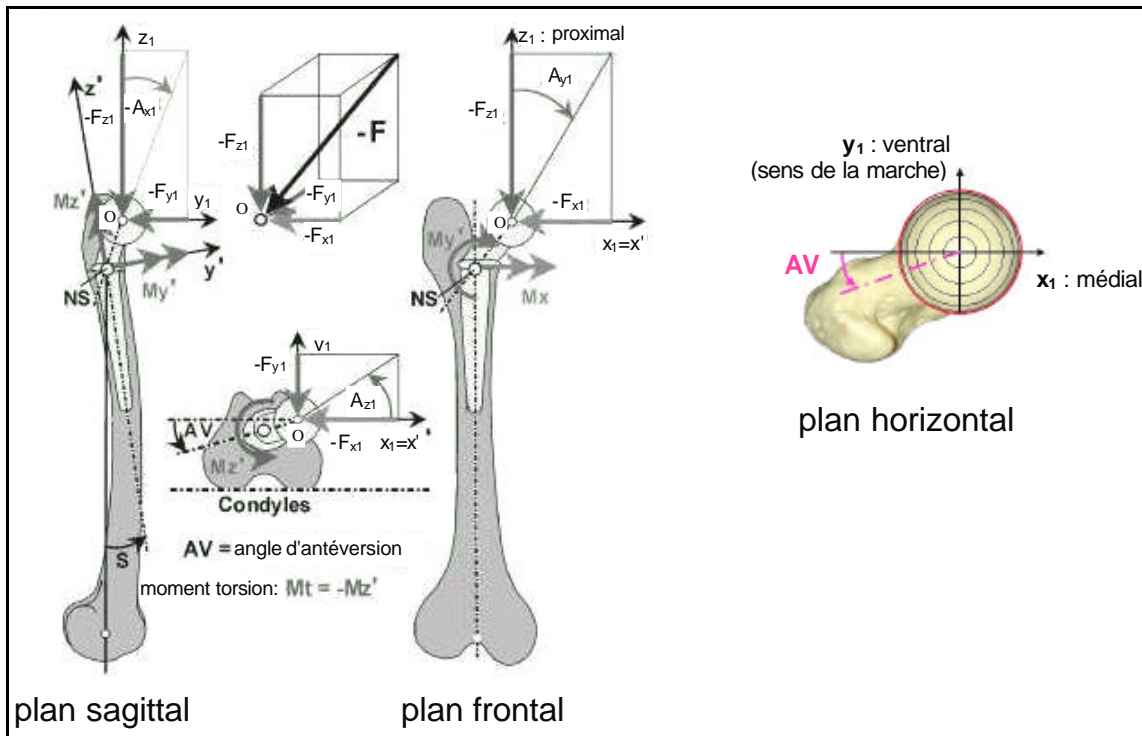


La force de contact au niveau de l'articulation de la hanche, d'amplitude F et de composantes $-F_{x1}$, $-F_{y1}$ et $-F_{z1}$, transmise par l'implant acétabulaire à la tête fémorale était déterminée dans le système d'axes du fémur gauche $R_i = (O, x_i, y_i, z_i)$ (figure 4-3) et exprimée en pourcentage du poids du corps (BW).

L'axe z est parallèle à la ligne moyenne idéalisée du fémur tandis que l'axe x est parallèle au contour dorsal des condyles fémoraux dans le plan horizontal.

Les angles que fait la résultante des forces F dans les trois plans Oy_1z_1 , Ox_1z_1 et Ox_1y_1 sont notés respectivement A_{x1} , A_{y1} et A_{z1} . A_v est l'angle d'antéversion de l'implant.

figure 4-3 : système de coordonnées du fémur gauche [BERGM01]



4.1.1.2 - Patients

Bergmann et al. [BERGM01] ont étudié 9 activités de la vie courante chez quatre patients âgés de 51 à 76 ans, dont le poids variait de 702 à 980 N et la taille de 1,65 m à 1,75 m, qui avaient subi une arthroplastie totale de la hanche en raison d'une coxarthrose (dans 3 cas) ou d'une nécrose avasculaire de la tête fémorale consécutive à une fracture (dans 1 cas). La posture pendant la marche et la mobilité étaient bonnes chez trois patients. Le quatrième avait une démarche légèrement dissymétrique et mal assurée du fait de douleurs dans l'articulation coxofémorale du côté opposé. A partir des valeurs moyennes établies pour chaque patient, les auteurs ont calculé des données moyennes pondérées pour un patient « type » d'un poids moyen de 836 ou 847 N, selon le nombre de patients pris en compte dans le calcul de la moyenne, et mesurant environ 1,71 m, les efforts étant exprimés en pourcentage du poids du corps.

4.1.1.3 - Activités

Le tableau suivant (tableau 4-1), établi à partir des données des auteurs, présente pour chaque activité :

- ◆ le nombre de patients avec lequel les données du patient type ont été calculées,
- ◆ l'amplitude minimale et maximale de la résultante et de ses 3 composantes $-F_{x1}$, $-F_{y1}$ et $-F_{z1}$ dans le repère R1,
- ◆ la durée d'un cycle.

tableau 4-1 : amplitude des efforts et durée d'un cycle pour chaque activité

Activité	Nombre de patients	Effort (% du poids du corps)				Durée d'un cycle (s)	
			- F _{x1}	- F _{y1}	- F _{z1}		F
marcher lentement (3,5 km/h, soit 0,98 m/s)	3	min	16	-9	25	30	1,25
		max	51	36	235	243	
marcher normalement (3,9 km/h, soit 1,09 m/s)	4	min	9	-7	27	29	1,10
		max	54	32	225	233	
marcher rapidement (5,3 km/h, soit 1,46 m/s)	3	min	21	-9	35	41	0,95
		max	52	33	243	251	
monter des escaliers (hauteur de marche : 17 cm)	3	min	18	-7	33	37	1,59
		max	60	61	237	252	
descendre des escaliers (hauteur de marche : 17 cm)	3	min	19	-10	38	43	1,44
		max	60	39	253	261	
s'asseoir sur une chaise	3	min	12	-10	23	27	3,72
		max	43	8	150	156	
se lever d'une chaise	4	min	6	-3	25	26	2,49
		max	53	23	182	190	
appui monopodal	2	min	18	-5	62	65	6,70
		max	32	17	230	232	
plier les genoux	3	min	21	-8	74	78	4,67
		max	42	9	138	144	

La marche était effectuée sur un sol horizontal. Des indications verbales sur la vitesse de marche étaient données au patients. La montée et la descente des escaliers se faisaient sans appui sur une main courante. Le patient maintenait ses bras croisés sur la poitrine lorsqu'il s'asseyait sur une chaise de hauteur 50 cm ou se levait de celle-ci.

Pour la marche, la montée et la descente des escaliers, le début d'un cycle d'activité était déterminé par les instants de contact du pied avec le sol. Le début et la fin des autres activités étaient fixés à partir des forces de contact coxofémorales et des vidéos synchronisées.

L'examen du tableau 4-1 montre que la valeur maximale de la résultante des efforts appliqués à l'articulation coxofémorale instrumentée du patient « type » est de 233% du poids du corps lors de la marche à 3,9 km/h. Elle oscille, suivant les patients étudiés, entre 211% et 285% du poids du corps. Des efforts plus importants de 307% et 324% du poids du corps ont été constatés par les auteurs [BERGM93] lors de l'étude de la marche à 3 km/h sur leur premier patient, appelé EB, porteur de deux prothèses instrumentées. Ceci montre des variations importantes d'un patient à un autre. Les auteurs ont constaté des différences plus importantes encore pour des activités non cycliques telles que l'appui monopodal ou se lever d'une chaise. Ils émettent l'hypothèse que la marche, qui est l'activité la plus fréquente produisant des efforts de contact élevés au niveau de l'articulation, est mieux « optimisée » anatomiquement et par l'entraînement pour ce qui est de la dépense en énergie.

La direction de la résultante des forces de contact dans le plan frontal (figure 4-9 à figure 4-13) varie peu pendant les activités étudiées par les auteurs et la valeur de l'angle A_{y1} (figure 4-3) est pratiquement la même lorsque la résultante atteint sa valeur maximale à l'intérieur d'un cycle, soit 12° à 16° pour tous les mouvements sauf l'appui monopodal où la valeur maximale de A_{y1} est de 7° . Ces constatations soutiennent l'hypothèse [PAUW65] selon laquelle l'anatomie et la fonction du système mécanique constitué par le fémur, le pelvis et les muscles actifs sont optimisées de manière à limiter les contraintes de flexion les plus élevées dans le fût fémoral. Parce que les efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche lors des autres activités courantes pratiquées par les patients sont comparativement plus faibles, les auteurs recommandent de tester principalement les implants dans des conditions de chargement simulant la marche et la montée des escaliers (la descente des escaliers donne des valeurs du même ordre).

Dans une étude précédente, Bergmann et al. [BERGM93] avaient mesuré des valeurs maximales de la résultante des forces appliquées à la hanche de 584% du poids du corps pour la course (jogging) à 7 km/h chez un homme (EB, taille : 1,68 m, poids : 650 N) de 82 ans et de 870 % du poids du corps pour le trébuchement chez une femme (JB, taille 1,60 m, 470 N) de 69 ans. EB avait pratiqué la natation et le ski pendant toute sa vie et était en excellente condition physique. 30 mois après son intervention, il était capable de courir à plus de 8 km/h. Selon les auteurs, les données enregistrées chez ce patient sont probablement caractéristiques de patients en bonne santé.

4.1.2 – Cas de charge étudiés

Dans ce travail, nous avons retenu 5 activités parmi les 9 décrites précédemment. Les courbes (figure 4-4 à figure 4-8) donnant la résultante des efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche et de ses trois composantes F_{x1} , F_{y1} et F_{z1} en fonction du temps pendant un cycle, dans le système de coordonnées R_1 du fémur gauche (figure 4-3) sont exposées ci-dessous :

figure 4-4 : marcher à 3,9 km/h

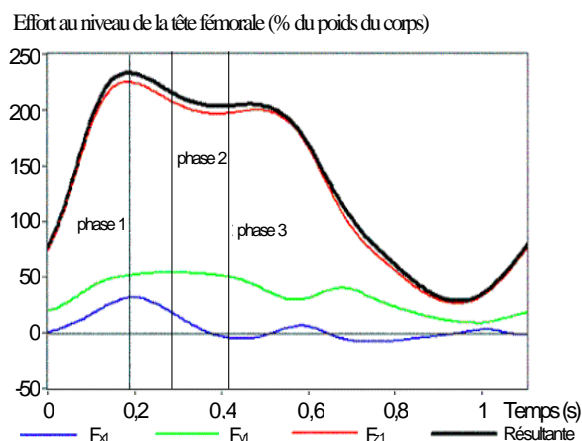


figure 4-5 : monter des escaliers

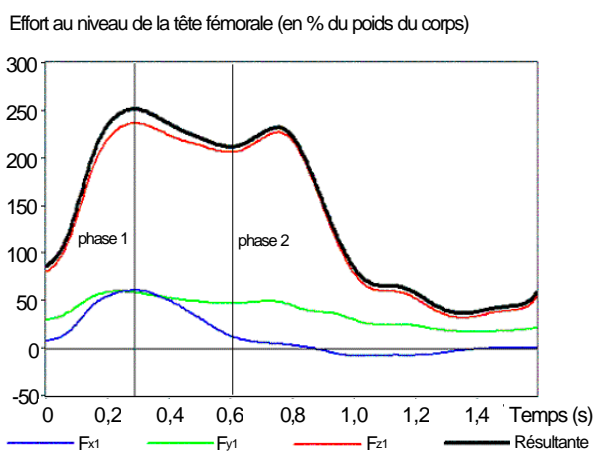


figure 4-7 : s'asseoir sur une chaise

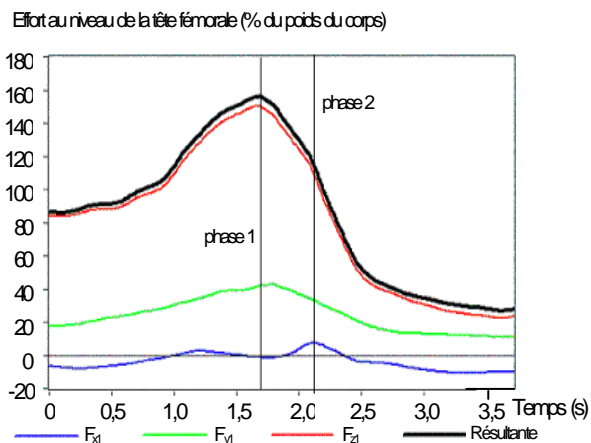


figure 4-6 : descendre des escaliers

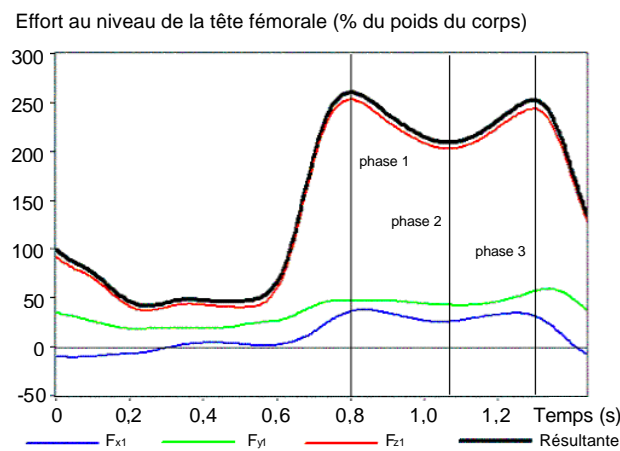
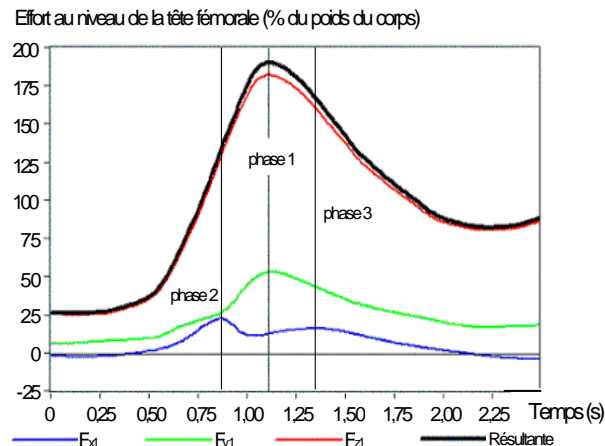


figure 4-8 : se lever d'une chaise



Ces mouvements donnent les efforts les plus élevés au droit de l'articulation et nous semblent les plus courants chez des personnes âgées.

Pour chacune de ces activités, 2 ou 3 phases susceptibles de donner les cas de charge les plus défavorables ont été déterminées. La phase 1 correspond à la valeur maximale de la résultante, qui coïncide généralement avec les valeurs maximales (ou presque) des 3 composantes. Les deux autres phases prennent en compte des extremums des composantes F_{x1} , F_{y1} ou F_{z1} . Ces choix ont été faits de manière à obtenir les contraintes maximales pour chacun des 5 mouvements.

Les figures suivantes (figure 4-9 à figure 4-13) montrent la position et l'amplitude de la résultante des forces de contact dans les 3 plans associés au repère du fémur pour les 2 ou 3 phases des 5 mouvements retenus.

figure 4-9 : marche normale

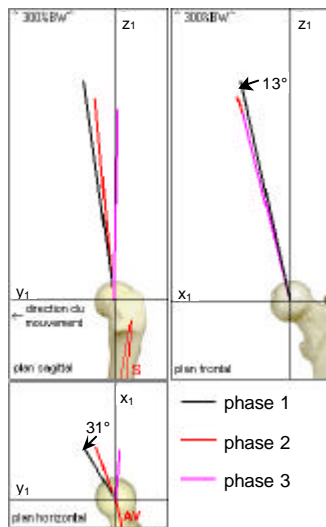


figure 4-10 : montée des escaliers

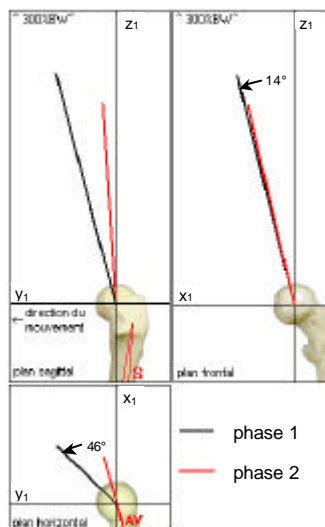


figure 4-11 : descente des escaliers

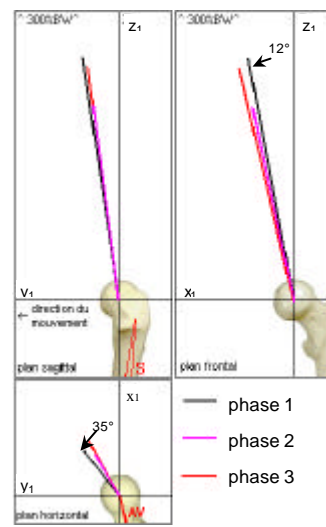


figure 4-12 : s'asseoir sur une chaise

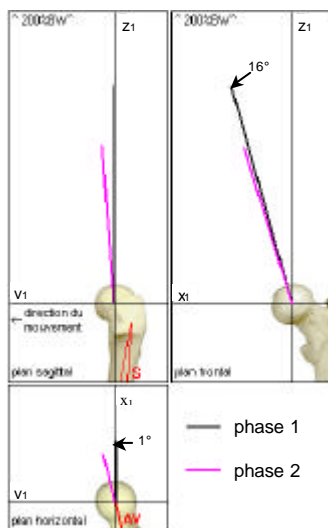
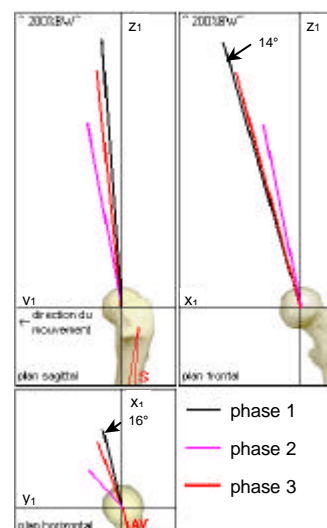


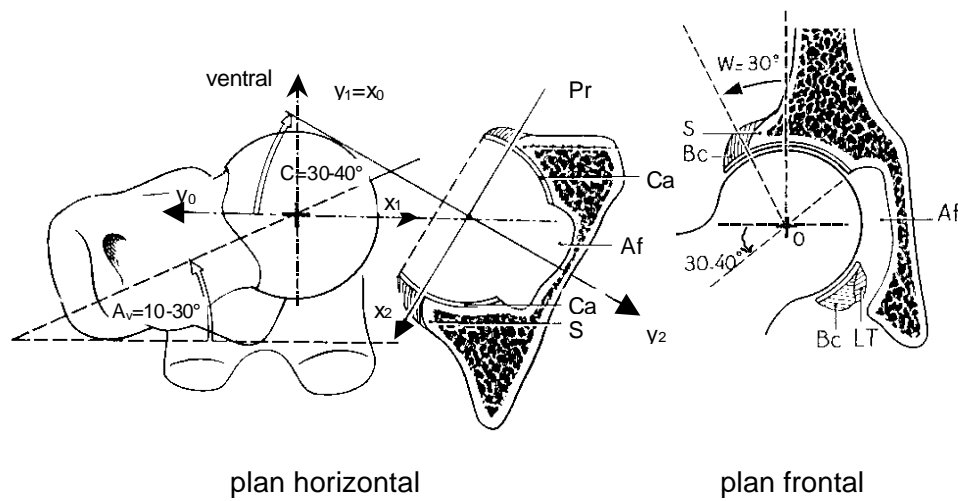
figure 4-13 : se lever d'une chaise



4.1.3 – Changement de repère

Les valeurs des efforts définies dans le repère R_1 associé au fémur gauche du patient ont ensuite été exprimées dans le repère R_2 associé à la cupule. La figure 4-14 montre la position relative de la tête fémorale et de l'acetabulum dans un plan horizontal ainsi que l'angle de recouvrement W de la tête fémorale par le toit acétabulaire à partir de la verticale passant par O , appelé angle de Wiberg [KAPA02]. L'acetabulum regarde en bas et en avant. Son axe de symétrie y_2 fait un angle C de 30 à 40° avec l'axe $x_1 = -y_0$.

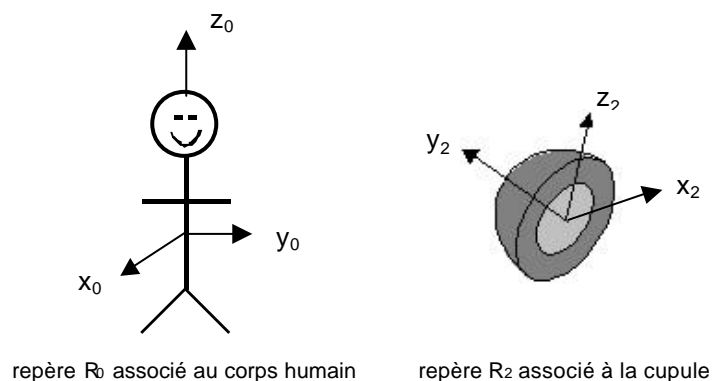
figure 4-14 : positions relatives de la tête fémorale et de l'acetabulum dans un plan horizontal – angle de Wiberg
[d'après KAPA02]



- | | |
|--|---|
| S : sourcil acétabulaire | Pr : plan tangent au sourcil acétabulaire |
| Ca : croissant articulaire (cartilage) | W : angle de Wiberg |
| Af : arrière-fond acétabulaire | C : angle de l'axe de l'acetabulum avec l'horizontale |
| Bc : bourrelet acétabulaire | Av : angle d'antéversion |
| LT : ligament transverse | |

Sur la figure 4-15 sont présentés les repères R_0 et R_2 respectivement associés au corps humain et à la cupule.

figure 4-15 : repères R_0 et R_2



repère R_0 associé au corps humain

repère R_2 associé à la cupule

Les composantes de la résultante F des forces de contact dans le repère R_2 associé à la cupule sont données en fonction de l'activité dans le tableau suivant :

tableau 4-2 : Résultante F des forces de contact et composantes dans le repère R_2 pour chaque activité

Activité	Poids du corps P		Instant t dans le cycle	Efforts dans le repère R_2			Résultante F
				F_{x2}	F_{y2}	F_{z2}	
	(N)		(s)	(N)			(N)
marcher normalement	836	phase 1	0,19	472	966	1626	1949
		phase 2	0,28	396	977	1469	1808
		phase 3	0,41	218	1020	1346	1702
monter des escaliers	847	phase 1	0,29	713	935	1777	2131
		phase 2	0,59	334	960	1479	1794
descendre des escaliers	847	phase 1	0,80	494	1031	1888	2207
		phase 2	1,06	395	871	1493	1772
		phase 3	1,30	502	1087	1769	2136
s'asseoir sur une chaise	847	phase 1	1,69	202	800	1032	1321
		phase 2	2,12	218	557	755	963
se lever d'une chaise	836	phase 1	1,11	344	908	1261	1591
		phase 2	0,86	284	495	929	1090
		phase 3	1,34	325	762	1133	1404

4.2 - MODELISATION AUX ELEMENTS FINIS

4.2.1 - Modélisation de l'ensemble acetabulum – ciment - prothèse

L'acetabulum de l'hémibassin droit (§ 3.2.2) dans lequel une cupule en polyéthylène avait été scellée au moyen d'un ciment renforcé par un grillage métallique a un diamètre de 56 mm pour un diamètre extérieur de cupule de 54 mm. Le poids normal d'un homme ayant ce diamètre d'acetabulum est d'environ 800 N. Nous pouvons donc retenir pour notre modélisation aux éléments finis le poids moyen du corps d'environ 840 N des patients de Bergmann et al. [BERGM01].

La cavité acétabulaire est située sur la face externe de l'os iliaque à la jonction de ses 3 parties constitutives (figure 4-17) : aile iliaque, os pubien et ischion. Pedersen et al. [PEDER82] ont représenté la forme presque hémisphérique de l'os sous-chondral, du ciment et de la cupule dans un modèle aux éléments finis axisymétrique que nous avons repris (figure 4-16 et figure 4-17).

figure 4-16 : modèle axisymétrique avec os sous - chondral [d'après PEDER82]

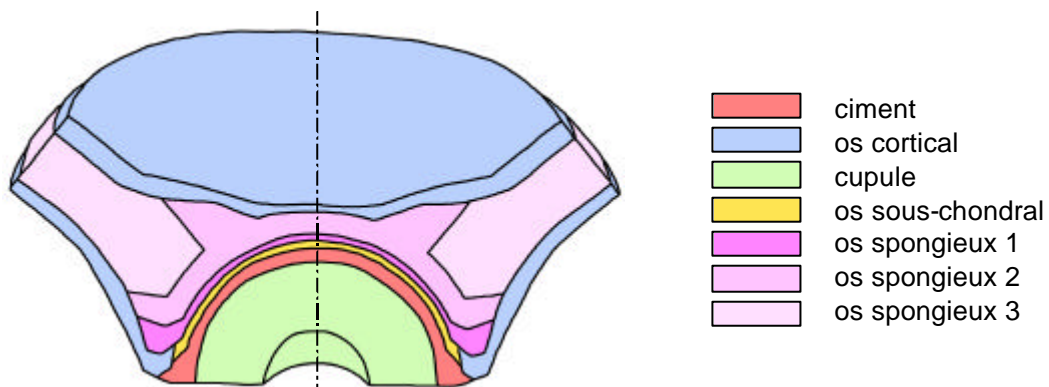
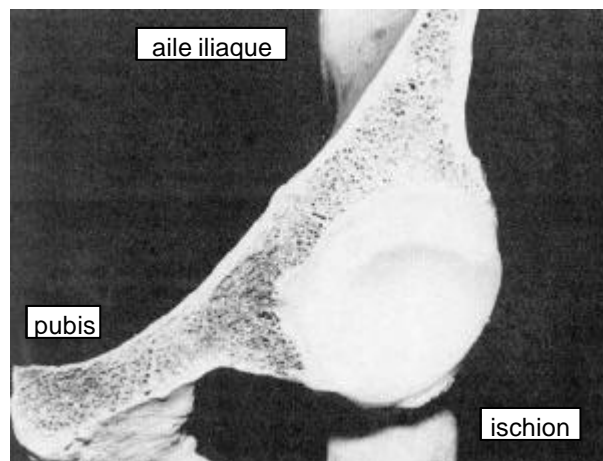


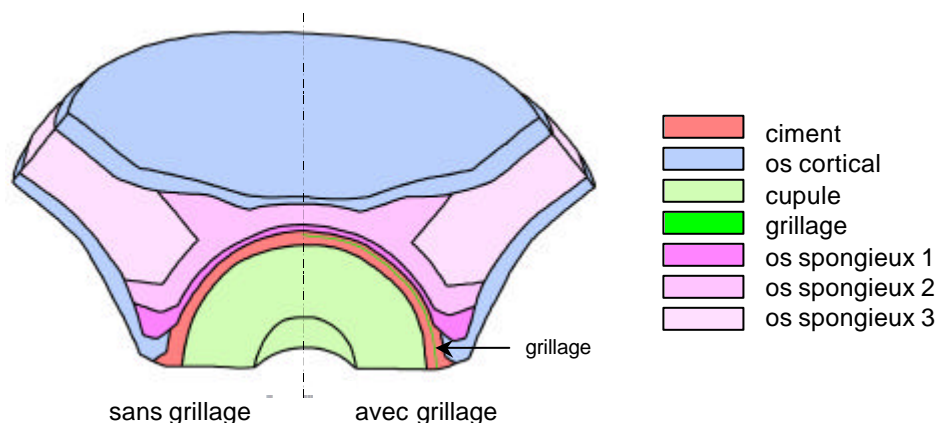
figure 4-17 : coupe frontale d'une cupule implantée dans une pièce anatomique [d'après PEDER82]



En fait, nous avons retenu 2 modèles : avec et sans sous - chondral. Le choix d'un modèle sans sous-chondral a été fait pour mettre en évidence un autre rôle de l'armature que les chirurgiens ont déjà constaté : celui de réaliser un pont entre deux zones saines de l'acetabulum, dans le cas d'acétabuloplasties avec greffe osseuse [BONN01-2]. Dans ce cas, l'armature ne protège pas seulement la reconstruction par greffe de contraintes excessives ou du ciment, mais avec le ciment, elle se substitue à l'os sous - chondral en fonctionnant comme une membrane qui transmet directement les efforts à l'os cortical du pelvis et en restituant à l'acetabulum sa rigidité structurelle. Elle prévient ainsi la migration de la cupule que l'os spongieux n'est pas en mesure d'empêcher. Elle joue vraisemblablement le même rôle en cas d'ostéoporose ou en présence de géodes.

Dans notre modèle avec os sous - chondral (figure 4-16), la cupule a un diamètre extérieur de 54 mm et un diamètre intérieur de 28 mm. Elle est scellée dans l'os par un manteau de ciment d'épaisseur 3 mm, renforcé ou non par un grillage dont l'enrobage sera pris égal au diamètre de l'armature. Pour le modèle sans sous - chondral (figure 4-18), l'épaisseur de 3 mm du manteau de ciment est conservée, de même que le diamètre intérieur de la cupule de 28 mm. Le diamètre extérieur de celle - ci passe de 54 à 57 mm, l'os sous - chondral ayant une épaisseur de 1,5 mm. Ce diamètre de cupule n'existe pas. Nous l'avons admis pour ne changer aucune autre dimension du modèle, afin de ne pas faire varier d'autres paramètres (épaisseur du ciment, de l'os spongieux,...).

figure 4-18 : modèle axisymétrique sans sous - chondral



Le module d'Young et le coefficient de Poisson des matériaux du système modélisé sont donnés dans le tableau 4-3.

tableau 4-3 : module d'Young et coefficient de Poisson des matériaux du modèle [SCHU93, DAL95]

Matériau	Module d'Young E (en MPa)	Coefficient de Poisson n
Os cortical	17 000	0,30
Os sous-chondral	2 000	0,30
Os spongieux 1	132	0,20
Os spongieux 2	70	0,20
Os spongieux 3	2	0,20
Cupule UHMWPE	690	0,35
Ciment PMMA	2 300	0,30
Tissu métallique	210 000	0,30

4.2.2 - Définition des grillages

La complexité de la géométrie des tissus métalliques ne pouvant être reproduite dans la modélisation aux éléments finis, nous avons retenu, par analogie au béton armé, une coque d'épaisseur équivalente (figure 4-19 et tableau 4-4). Le grillage a été placé à proximité de l'interface os-ciment, l'enrobage des armatures étant pris égal au diamètre de celles-ci.

figure 4-19 : enrobage et épaisseur équivalente des armatures

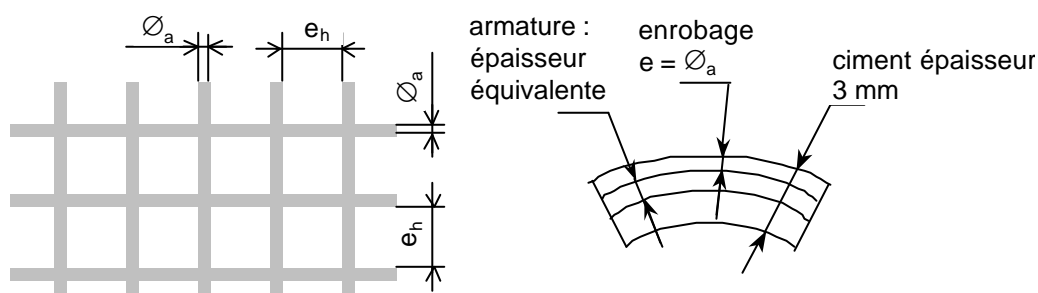


tableau 4-4 : enrobage et épaisseur équivalente des armatures

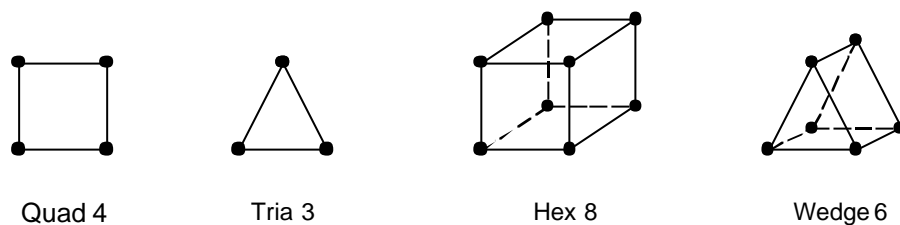
Armatures	Dimensions (mm x mm / mm x mm)	Enrobage $e = \varnothing_a$ (mm)	Épaisseur équivalente (mm)
Toilinox	0,10 x 0,10 / 0,60 x 0,60	0,10	0,04 (pour 3 nappes)
FDCG	0,28 x 0,28 / 0,45 x 0,45	0,28	0,09
SKH	0,80 x 0,80 / 3,00 x 3,00	0,80	0,14

4.2.3 - Maillage

Pour réaliser le modèle en 3D avec le logiciel Patran (MSC Software), les étapes suivantes ont été nécessaires :

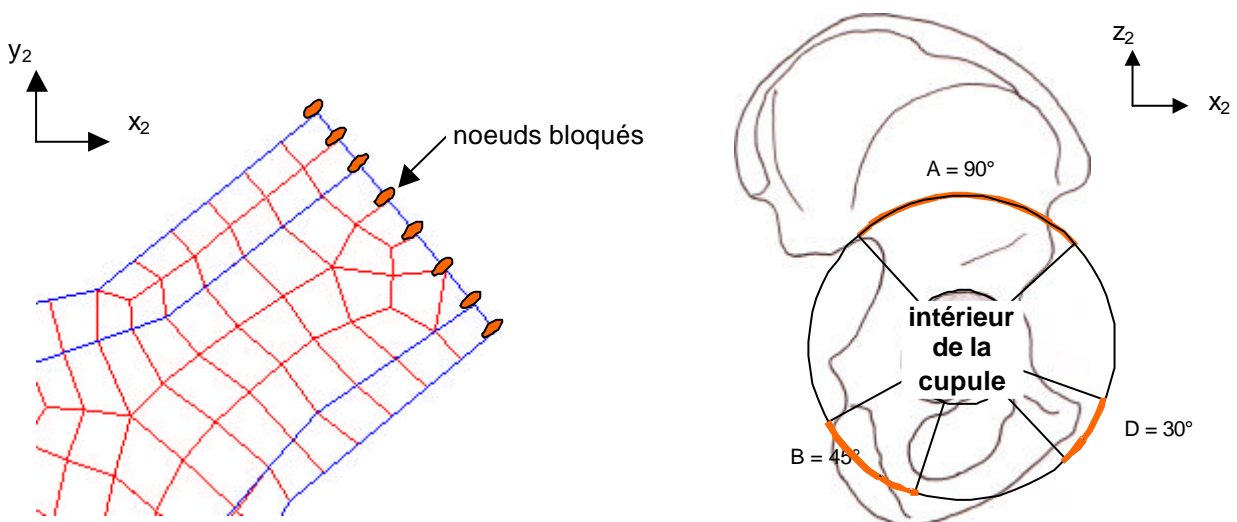
- ◆ la représentation géométrique filaire en 2 dimensions (2D) de la structure,
- ◆ la création de surfaces à raison d'une par matériau (figure 4-16 et figure 4-18),
- ◆ le maillage par éléments finis de chaque surface discrétisée en Quad 4 et Tria 3 (figure 4-20),
- ◆ une révolution de 360° du modèle 2D pour obtenir le modèle axisymétrique 3D constitué des éléments volumiques Hex 8 et Wedge 6 (figure 4-20).

figure 4-20 : forme des éléments utilisés et position des nœuds



Pour simuler les liaisons avec le reste du bassin, on a bloqué les nœuds correspondant à la jonction avec l'os iliaque (angle A), l'ischion (angle B) et l'os pubien (angle D), suivant les 3 translations (figure 4-21).

figure 4-21 : blocage des nœuds - localisation



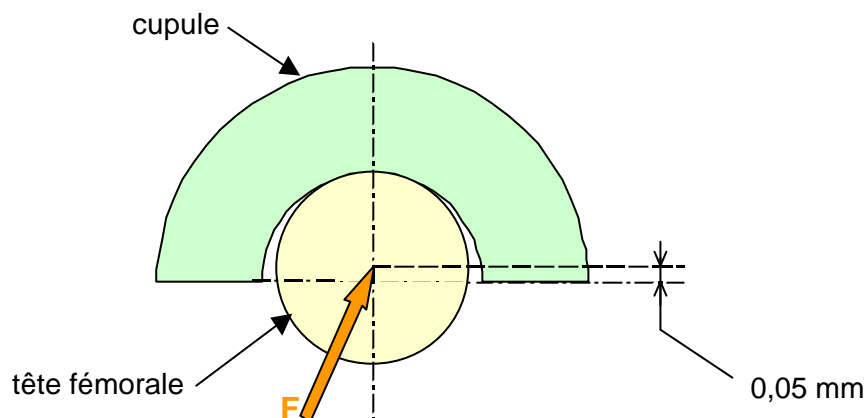
Le premier modèle comportant un nombre trop élevé de nœuds, environ 20 500, le logiciel ne calculait pas la matrice de rigidité. Le modèle proposé ci - dessus (figure 4-21) n'en compte plus que 4800 environ.

4.2.4 - Contact tête fémorale - cupule

La zone de contact tête fémorale – cupule se déplace au cours des différentes phases d'une activité. Si on applique une pression de contact à l'intérieur de la cupule, elle doit être modifiée pour chaque phase de chaque cas de charge étudié.

En appliquant une force F au centre de la tête fémorale, dont le diamètre est légèrement inférieur à celui de l'intérieur de la cupule ($\varnothing_{\text{tête}} = 28 \text{ mm}$; $\varnothing_{\text{cupule}} \approx 28,1 \text{ mm}$), on obtient un modèle plus proche de la réalité et permettant de reproduire toutes les phases de chaque mouvement en ne changeant que les composantes des efforts à appliquer. L'inconvénient de cette modélisation est que le logiciel de calcul d'abord utilisé, Nastran (MSC Software), ne gère que les contacts linéiques.

figure 4-22 : application d'un effort au centre de la tête fémorale



Le logiciel Marc (MSC Software), qui lui gère les contacts surfaciques, a donc été adopté. Il a l'avantage de permettre l'utilisation directe du fichier éléments finis généré par Patran.

Pour modéliser la tête fémorale, une coque a été réalisée sous Patran, puis le fichier a été converti au format IGES pour ne conserver que la géométrie. La propriété de rigidité sous Marc ne s'applique en effet qu'à des géométries. Un contact rigide / déformable (tête / cupule) a été choisi, le module d'Young du métal de la tête (acier ou alliage chrome – cobalt) étant environ 300 fois plus élevé que celui du polyéthylène de la cupule.

La convergence du calcul n'étant pas assurée en appliquant directement un effort au centre de la tête fémorale, un pilotage en déplacement a été effectué en donnant au déplacement la même direction que celle de l'effort avec un coefficient approprié aux valeurs des composantes de l'effort. Le pilotage de la table de déplacement est linéaire pour que le chargement de la tête se fasse progressivement.

L'affichage de la force de contact en fonction de l'incrément (figure 4-23) permet de relier facilement l'effort et l'incrément, et donc le déplacement (figure 4-24).

figure 4-23 : force de contact en fonction de l'incrément (exemple de la phase 1 de la marche)

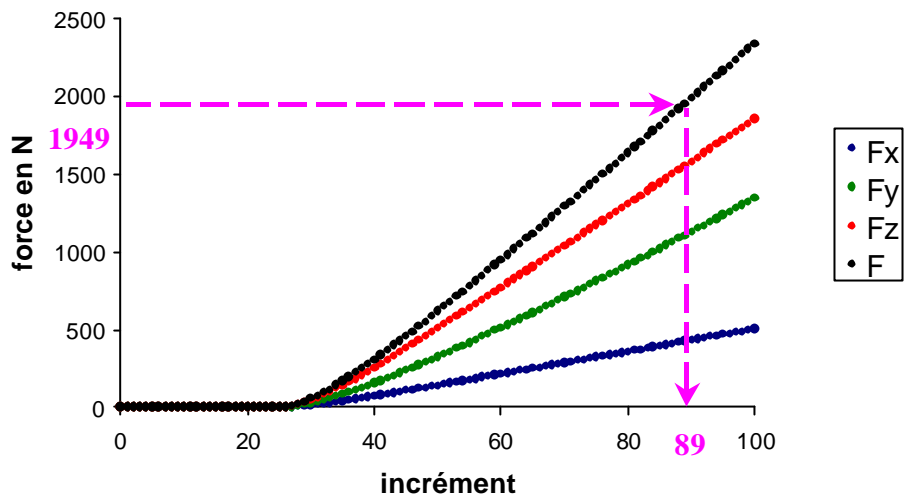
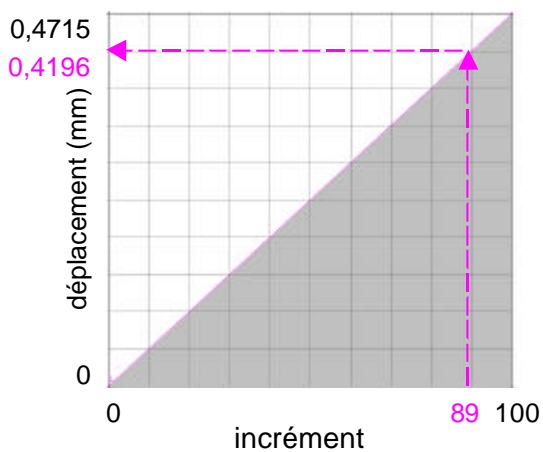


figure 4-24 : table de déplacement en fonction de l'incrément (exemple de la phase 1 de la marche)

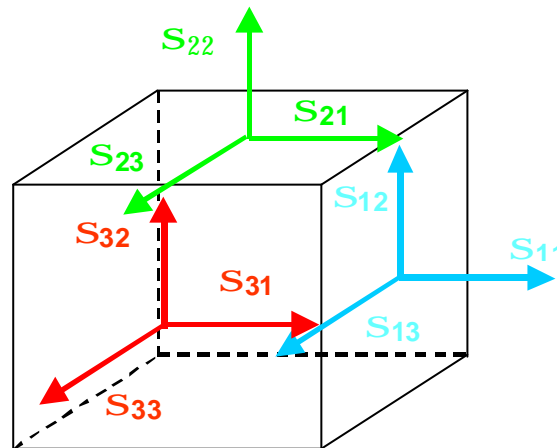


4.3 - RESULTATS

La figure 4-25 indique la position des 6 composantes de la contrainte σ_e au point P, à savoir les 3 contraintes normales σ_{11} , σ_{22} et σ_{33} (i.e. perpendiculaires aux 3 facettes 1, 2 et 3) et les 3 contraintes tangentielles σ_{12} , σ_{23} et σ_{31} (avec $\sigma_{12} = \sigma_{21}$, $\sigma_{23} = \sigma_{32}$, $\sigma_{31} = \sigma_{13}$). La traction est comptée positivement (normale extérieure à la facette : positive) et la compression négativement. La contrainte équivalente σ_e (ou résultante) est la contrainte de von Mises, en MPa, dont l'expression est la suivante :

$$\sigma_e^2 = \frac{1}{2} [(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2] + 3 [\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2]$$

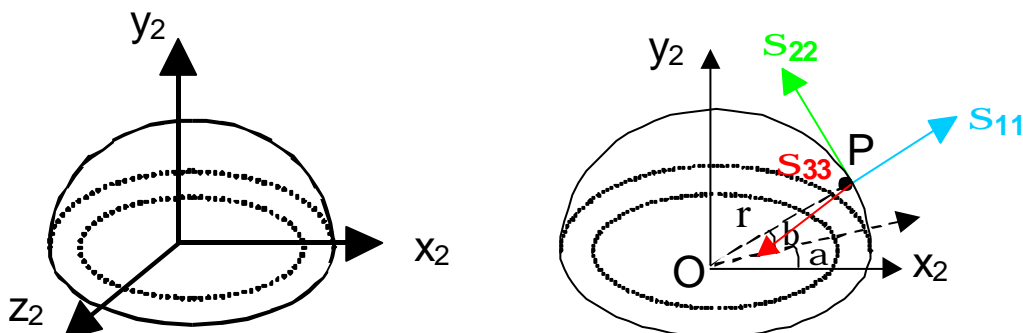
figure 4-25 : 6 composantes de la contrainte au point P



cube élémentaire découpé au point P

Les contraintes sont exprimées en MPa dans un repère sphérique (figure 4-26), σ_{11} , σ_{22} et σ_{33} étant respectivement les composantes normales radiale (suivant le rayon r), méridienne (suivant un méridien) et circonférentielle (suivant un parallèle) de la contrainte au point P considéré (par analogie au globe terrestre).

figure 4-26 : coordonnées cartésiennes et sphériques de la cupule



Deux types de modèles (tableau 4-5) ont été étudiés : avec (A) et sans (S) os sous - chondral :

tableau 4-5 : sous-modèles étudiés

Modèle	Os sous - chondral	Armature
A0	oui	non
A1	oui	Toilinox
S0	non	non
S1	non	Toilinox
S2	non	FDCG
S3	non	SKH

Les tableaux suivants (tableau 4-6 à tableau 4-11) donnent les extremums des contraintes dans la cupule, le ciment, l'os sous - chondral, le spongieux 1 et dans l'ensemble du système os – ciment – cupule. Dans le modèle A0, les valeurs correspondant à toutes les phases sélectionnées des cas de charge étudiés, de même que pour la course à 7 km/h (pour 1 patient, à titre indicatif) sont données. Dans les autres modèles, seuls les cas de charge les plus défavorables sont exposés.

tableau 4-6 : modèle A0 (avec os sous - chondral – sans grillage) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,124	0,066	0,064	0,062	0,124
contrainte équivalente (MPa)		σ_e 6,15	4,68	3,61	0,53	16,69
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,04 / -3,21	1,25 / -2,86	0,13 / -0,51	9,12 / -14,8
	σ_{22}		2,88 / -1,05	3,26 / -0,56	0,19 / -0,11	11,9 / -14,5
	σ_{33}		1,91 / -3,12	1,92 / -2,43	0,15 / -0,47	9,81 / -15,4
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,88 / -1,07			
	σ_{23}		0,84 / -0,96			
	σ_{31}		1,00 / -3,23			

marche 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,115	0,062	0,060	0,059	0,115
contrainte équivalente (MPa)		σ_e 5,48	4,28	3,36	0,49	15,40
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,97 / -2,90	1,16 / -2,62	0,12 / -0,47	8,49 / -13,6
	σ_{22}		2,70 / -0,99	3,02 / -0,54	0,18 / -0,10	11,0 / -13,4
	σ_{33}		1,82 / -2,83	1,80 / -2,22	0,13 / -0,43	9,10 / -14,2
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,82 / -0,97			
	σ_{23}		0,78 / -0,88			
	σ_{31}		0,96 / -2,92			

marche 3		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,107	0,058	0,056	0,055	0,107
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,80	3,86	3,12	0,44	14,1
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,93 / -2,59	1,05 / -2,37	0,10 / -0,43	7,92 / -12,4
	σ_{22}		2,53 / -0,93	2,75 / -0,53	0,16 / -0,10	10,00 / -12,1
	σ_{33}		1,71 / -2,55	1,65 / -2,03	0,12 / -0,39	8,36 / -13,2
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,79 / -0,87			
	σ_{23}		0,74 / -0,80			
	σ_{31}		0,92 / -2,63			

course 1 (1 patient)		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,244	0,139	0,134	0,132	0,244
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	11,20	8,69	7,06	1,02	33,1
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		2,34 / -5,76	2,76 / -5,35	0,25 / -0,98	18,7 / -35,0
	σ_{22}		5,80 / -2,32	6,80 / -1,19	0,39 / -0,25	23,85 / -30,9
	σ_{33}		4,29 / -5,34	4,29 / -4,38	0,28 / -0,86	19,7 / -29,3
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,59 / -2,07			
	σ_{23}		1,53 / -1,87			
	σ_{31}		2,16 / -5,73			

course 2 (1 patient)		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,113	0,063	0,061	0,059	0,113
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,70	3,88	3,24	0,46	14,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,03 / -2,55	1,19 / -2,39	0,11 / -0,44	8,41 / -14,8
	σ_{22}		2,67 / -1,04	3,07 / -5,38	0,18 / -0,11	10,6 / -13,8
	σ_{33}		2,00 / -2,38	1,99 / -1,98	0,12 / -0,38	8,84 / -13,1
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,73 / -0,91			
	σ_{23}		0,71 / -0,83			
	σ_{31}		0,99 / -2,54			

montée des escaliers 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,136	0,071	0,069	0,067	0,136
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,95	5,16	3,96	0,58	18,4
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,14 / -3,57	1,38 / -3,15	0,15 / -0,56	9,92 / -17,0
	σ_{22}		3,08 / -1,13	3,59 / -0,58	0,20 / -0,11	12,9 / -16,3
	σ_{33}		2,11 / -3,41	2,16 / -2,66	0,16 / -0,51	10,9 / -16,7
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,94 / -1,19			
	σ_{23}		0,89 / -1,06			
	σ_{31}		1,06 / -3,60			

montée des escaliers 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,113	0,063	0,061	0,059	0,113
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,70	3,88	3,24	0,46	14,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,03 / -2,55	1,19 / -2,39	0,11 / -0,44	8,41 / -14,8
	σ_{22}		2,67 / -1,04	3,07 / -0,54	0,18 / -0,11	10,6 / -13,8
	σ_{33}		2,00 / -2,38	1,99 / -1,98	0,12 / -0,38	8,84 / -13,1
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,73 / -0,91			
	σ_{23}		0,71 / -0,83			
	σ_{31}		0,99 / -2,54			

descente des escaliers 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,138	0,073	0,071	0,069	0,138
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	7,03	5,27	4,04	0,59	18,7
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,15 / -3,62	1,38 / -3,21	0,15 / -0,58	10,1 / -16,6
	σ_{22}		3,19 / -1,16	3,60 / -0,61	0,21 / -0,12	13,3 / -16,0
	σ_{33}		2,08 / -3,54	2,09 / -2,74	0,16 / -0,52	10,9 / -17,2
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,02 / -1,19			
	σ_{23}		0,94 / -1,07			
	σ_{31}		1,10 / -3,64			

descente des escaliers 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,113	0,060	0,058	0,057	0,113
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,62	4,29	3,31	0,48	15,2
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,93 / -2,94	1,12 / -2,62	0,12 / -0,47	8,27 / -13,5
	σ_{22}		2,63 / -0,95	2,96 / -0,51	0,17 / -0,10	10,8 / -13,1
	σ_{33}		1,72 / -2,87	1,73 / -2,23	0,13 / -0,43	8,93 / -14,1
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,81 / -0,97			
	σ_{23}		0,77 / -0,87			
	σ_{31}		0,91 / -2,96			

descente des escaliers 3		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,134	0,072	0,070	0,068	0,134
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,63	5,06	3,92	0,57	18,1
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,14 / -3,46	1,37 / -3,09	0,14 / -0,56	9,93 / -16,1
	σ_{22}		3,13 / -1,16	3,54 / -0,61	0,20 / -0,12	12,9 / -15,7
	σ_{33}		2,09 / -3,36	2,08 / -2,62	0,16 / -0,50	10,7 / -16,7
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,97 / -1,15			
	σ_{23}		0,91 / -1,04			
	σ_{31}		1,10 / -3,48			

s'asseoir sur une chaise 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,086	0,047	0,045	0,044	0,086
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	3,8	3,08	2,52	0,36	11,2
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,74 / -2,06	0,83 / -1,89	0,08 / -0,34	6,34 / -9,90
	σ_{22}		2,04 / -0,74	2,22 / -0,43	0,13 / -0,08	8,02 / -9,73
	σ_{33}		1,39 / -2,04	1,35 / -1,62	0,10 / -0,31	6,69 / -10,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,61 / -0,70			
	σ_{23}		0,59 / -0,64			
	σ_{31}		0,74 / -2,09			

s'asseoir sur une chaise 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,067	0,039	0,034	0,033	0,067
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	2,96	2,39	1,94	0,27	8,44
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,55 / -1,60	0,62 / -1,46	0,06 / -0,26	4,77 / -7,57
	σ_{22}		1,56 / -0,55	1,72 / -0,32	0,10 / -0,06	6,07 / -7,47
	σ_{33}		1,06 / -1,56	1,06 / -1,24	0,07 / -0,24	5,12 / -7,91
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,46 / -0,53			
	σ_{23}		0,45 / -0,49			
	σ_{31}		0,55 / -1,62			

se lever d'une chaise 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,103	0,056	0,054	0,053	0,103
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,71	3,76	3,00	0,43	13,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,88 / -2,53	1,03 / -2,30	0,10 / -0,42	7,57 / -12,0
	σ_{22}		2,42 / -0,89	2,70 / -0,49	0,16 / -0,09	9,68 / -11,9
	σ_{33}		1,65 / -2,46	1,63 / -1,95	0,12 / -0,38	8,10 / -12,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,71 / -0,85			
	σ_{23}		0,70 / -0,77			
	σ_{31}		0,87 / -2,55			

se lever d'une chaise 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,076	0,038	0,037	0,036	0,076
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	3,77	2,86	2,19	0,32	9,86
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,57 / -1,98	0,69 / -1,74	0,08 / -0,31	5,34 / -8,86
	σ_{22}		1,71 / -0,59	1,95 / -0,33	0,11 / -0,06	7,01 / -8,50
	σ_{33}		1,10 / -1,92	1,14 / -1,48	0,08 / -0,28	5,82 / -9,21
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,55 / -0,64			
	σ_{23}		0,50 / -0,58			
	σ_{31}		0,56 / -2,00			

se lever d'une chaise 3		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,092	0,049	0,048	0,046	0,092
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,31	3,41	2,70	0,39	12,2
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,77 / -2,32	0,90 / -2,09	0,09 / -0,38	6,75 / -10,8
	σ_{22}		2,16 / -0,78	2,42 / -0,43	0,14 / -0,08	8,68 / -10,6
	σ_{33}		1,45 / -2,25	1,46 / -1,77	0,10 / -0,34	7,25 / -11,3
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,64 / -0,77			
	σ_{23}		0,62 / -0,70			
	σ_{31}		0,76 / -2,34			

tableau 4-7 : modèle A1 (avec os sous - chondral – avec Toilinox) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment int.*	ciment ext.**	Toilinox	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,118	0,061	0,059	0,059	0,051	0,050	0,118
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,92	3,64	5,82	253	4,55	0,43	15,4
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,44/-3,00	2,36/-4,84	16,8/-22,3	1,88/-4,50	0,10/-0,45	8,63/-14,4
	σ_{22}		2,29/-0,56	2,57/-1,62	248/-40,8	4,27/-3,09	0,13/-0,10	11,0/-13,8
	σ_{33}		1,60/-2,93	2,69/-3,58	161/-53,8	2,60/-3,33	0,12/-0,34	9,22/-14,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,83/-0,69	1,57/-1,86	65,6/-65,9			
	σ_{23}		0,91/-0,81	1,54/-1,80	54,7/-47,8			
	σ_{31}		0,39/-2,94	1,24/-4,19	47,0/-42,1			

montée escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,131	0,067	0,064	0,064	0,056	0,055	0,131
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,81	4,14	6,43	278	5,03	0,47	17,3
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,50/-3,42	2,65/-5,44	18,4/-25,0	2,03/-4,99	0,12/-0,49	9,55/-17,6
	σ_{22}		2,45/-0,61	2,86/-1,80	269/-43,1	4,82/-3,43	0,14/-0,10	12,2/-15,8
	σ_{33}		1,80/-3,31	2,87/-4,05	181/-61,1	2,87/-3,70	0,13/-0,36	10,3/-16,0
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,93/-0,82	1,63/-2,05	74,3/-75,4			
	σ_{23}		1,00/-0,85	1,58/-1,98	62,8/-53,5			
	σ_{31}		0,44/-3,33	1,40/-4,73	53,4/-47,7			

descente escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,133	0,069	0,066	0,066	0,057	0,056	0,133
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,88	4,19	6,62	284	5,18	0,49	17,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,50/-3,46	2,67/-5,53	18,8/-25,2	2,13/-5,12	0,12/-0,51	9,71/-16,0
	σ_{22}		2,58/-0,63	2,90/-1,83	281/-45,7	4,80/-3,48	0,14/-0,11	12,5/-15,6
	σ_{33}		1,78/-3,41	3,04/-4,10	178/-58,2	2,88/-3,81	0,14/-0,39	10,4/-16,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,93/-0,78	1,81/-2,09	72,7/-73,6			
	σ_{23}		1,03/-0,93	1,77/-2,02	62,3/-53,1			
	σ_{31}		0,44/-3,40	1,42/-4,80	52,4/-46,5			

tableau 4-8 : modèle S0 (sans os sous - chondral – sans grillage) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,128	0,068	0,066	0,128
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,00	4,90	0,53	17,10
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,44 / -3,46	0,14 / -0,52	9,35 / -14,9
	σ_{22}		3,65 / -0,87	0,21 / -0,10	12,2 / -14,8
	σ_{33}		2,27 / -3,28	0,15 / -0,48	10,1 / -15,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,14 / -1,37		
	σ_{23}		1,11 / -1,32		
	σ_{31}		0,74 / -3,44		

tableau 4-9 : modèle S1 (sans os sous - chondral – avec Toilinox) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,118	0,056	0,054	0,054	0,054	0,118
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,65	3,15	3,54	223	0,38	15,1
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,50/-2,57	1,39/-2,86	18,3/-23,1	0,13/-0,40	8,40/-14,4
	σ_{22}		2,00/-0,53	2,18/-0,89	220/-41,3	0,12/-0,09	10,7/-13,6
	σ_{33}		1,35/-2,51	1,55/-2,67	146/-53,0	0,13/-0,34	8,99/-13,8
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,64/-0,57	1,02/-1,28	48,3/-48,5		
	σ_{23}		0,68/-0,65	1,02/-1,23	40,7/-40,9		
	σ_{31}		0,24/-2,52	0,98/-2,75	34,0/-29,5		

montée escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,129	0,060	0,058	0,058	0,058	0,129
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,39	3,52	3,88	238	0,41	16,7
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,55/-2,87	1,53/-3,19	20,0/-25,6	0,14/-0,43	9,16/-17,3
	σ_{22}		2,14/-0,56	2,33/-0,97	236/-43,1	0,13/-0,09	11,7/-15,2
	σ_{33}		1,50/-2,78	1,66/-2,95	164/-58,9	0,15/-0,37	9,85/-15,0
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,71/-0,60	1,04/-1,41	55,2/-55,0		
	σ_{23}		0,72/-0,67	1,05/-1,34	45,7/-44,3		
	σ_{31}		0,29/-2,80	1,05/-3,05	37,4/-32,5		

descente escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,131	0,062	0,059	0,059	0,059	0,131
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,46	3,57	3,96	246	0,42	16,9
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,56/-2,91	1,54/-3,24	20,2/-25,7	0,14/-0,44	9,29/-15,7
	σ_{22}		2,22/-0,58	2,42/-0,99	244/-45,5	0,14/-0,10	12,0/-15,0
	σ_{33}		1,47/-2,87	1,72/-3,03	159/-56,5	0,15/-0,39	9,98/-15,4
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,71/-0,63	1,16/-1,42	53,4/-53,4		
	σ_{23}		0,76/-0,73	1,15/-1,36	45,7/-45,9		
	σ_{31}		0,26/-2,86	1,09/-3,12	37,6/-32,3		

tableau 4-10 : modèle S2 (sans os sous - chondral – avec FDCG) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	FDCG	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,112	0,048	0,046	0,046	0,046	0,112
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,58	3,24	2,91	156	0,32	13,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,40/-2,78	1,35/-2,69	10,4/-14,2	0,11/-0,35	7,64/-14,6
	σ_{22}		1,29/-0,46	1,57/-1,08	156/-33,8	0,09/-0,08	9,63/-12,6
	σ_{33}		0,94/-2,72	1,54/-2,49	104/-46,8	0,12/-0,29	8,17/-12,3
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,60/-0,56	1,08/-1,25	36,1/-35,0		
	σ_{23}		0,59/-0,56	1,10/-1,21	36,3/-34,6		
	σ_{31}		0,26/-2,72	0,87/-2,57	25,7/-22,7		

montée escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	FDCG	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,122	0,052	0,050	0,050	0,050	0,122
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,20	3,61	3,21	167	0,35	15,0
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,44/-3,10	1,49/-3,00	11,4/-15,8	0,13/-0,38	8,34/-17,5
	σ_{22}		1,36/-0,48	1,67/-1,17	165/-35,2	0,09/-0,09	10,6/-14,0
	σ_{33}		1,01/-3,00	1,63/-2,72	118/-52,3	0,13/-0,32	8,9/-13,4
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,66/-0,59	1,11/-1,36	41,1/-39,7		
	σ_{23}		0,64/-0,59	1,12/-1,30	39,9/-36,3		
	σ_{31}		0,29/-3,02	0,94/-2,83	28,4/-25,0		

descente escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	FDCG	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,124	0,053	0,051	0,051	0,051	0,124
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,30	3,66	3,25	172	0,36	15,2
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,44/-3,14	1,50/-3,03	11,5/-15,9	0,13/-0,38	8,45/-15,9
	σ_{22}		1,44/-0,50	1,75/-1,19	173/-37,2	0,10/-0,09	10,8/-13,9
	σ_{33}		1,03/-3,09	1,71/-2,81	113/-49,7	0,14/-0,33	9,06/-13,8
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,67/-0,64	1,22/-1,38	39,8/-38,4		
	σ_{23}		0,67/-0,63	1,24/-1,34	40,7/-38,9		
	σ_{31}		0,28/-3,09	0,97/-2,91	28,3/-24,8		

tableau 4-11 : modèle S3 (sans os sous - chondral – avec SKH) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	SKH	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,108	0,044	0,043	0,043	0,042	0,108
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,49	3,49	2,68	122	0,30	12,9
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,34/-2,96	1,28/-2,46	7,18/-9,07	0,11/-0,31	7,31/-14,5
	σ_{22}		0,99/-0,40	1,36/-1,15	124/-28,9	0,07/-0,09	9,16/-12,1
	σ_{33}		0,69/-2,89	1,53/-2,26	81,9/-42,2	0,12/-0,26	7,79/-11,7
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,89/-0,82	1,09/-1,20	30,9/-28,8		
	σ_{23}		0,87/-0,82	1,10/-1,21	33,7/-30,7		
	σ_{31}		0,28/-2,89	0,85/-2,35	21,7/-18,9		

montée escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	SKH	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,120	0,049	0,047	0,047	0,047	0,120
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,21	3,97	3,02	135	0,33	14,5
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,39/-3,35	1,44/-2,79	7,61/-10,3	0,13/-0,35	8,13/-17,7
	σ_{22}		1,13/-0,46	1,48/-1,27	134/-30,6	0,08/-0,09	10,2/-13,7
	σ_{33}		0,77/-3,26	1,65/-2,51	94,9/-48,4	0,13/-0,29	8,67/-13,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,00/-0,89	1,15/-1,34	35,8/-33,1		
	σ_{23}		0,96/-0,89	1,16/-1,34	37,8/-33,2		
	σ_{31}		0,31/-3,26	0,93/-2,62	24,4/-21,2		

descente escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	SKH	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,122	0,050	0,048	0,048	0,048	0,122
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,31	4,02	3,05	138	0,34	14,7
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,39/-3,40	1,45/-2,82	7,96/-10,4	0,12/-0,35	8,24/-16,1
	σ_{22}		1,14/-0,47	1,53/-1,29	141/-32,4	0,08/-0,10	10,4/-13,6
	σ_{33}		0,77/-3,35	1,72/-2,61	90,6/-45,7	0,14/-0,30	8,80/-13,3
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,02/-0,96	1,26/-1,37	34,5/-32,1		
	σ_{23}		1,00/-0,96	1,27/-1,38	38,4/-35,3		
	σ_{31}		0,32/-3,34	0,96/-2,70	24,3/-21,0		

Sur les figures suivantes (figure 4-27 à figure 4-43), on peut voir la cartographie de la contrainte équivalente σ_e , ou des déplacements sur une coupe de l'ensemble du modèle, et des contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment et le grillage. Le ciment intérieur est compris entre la cupule et le grillage, le ciment extérieur entre le grillage et l'os. Les déplacements sont donnés en mm et les contraintes en MPa.

◆ modèles avec os sous - chondral :

- modèle A0 (avec os sous - chondral, sans grillage) :

figure 4-27 : vue en coupe - contraintes équivalentes σ_e dans l'ensemble du modèle (montée des escaliers)

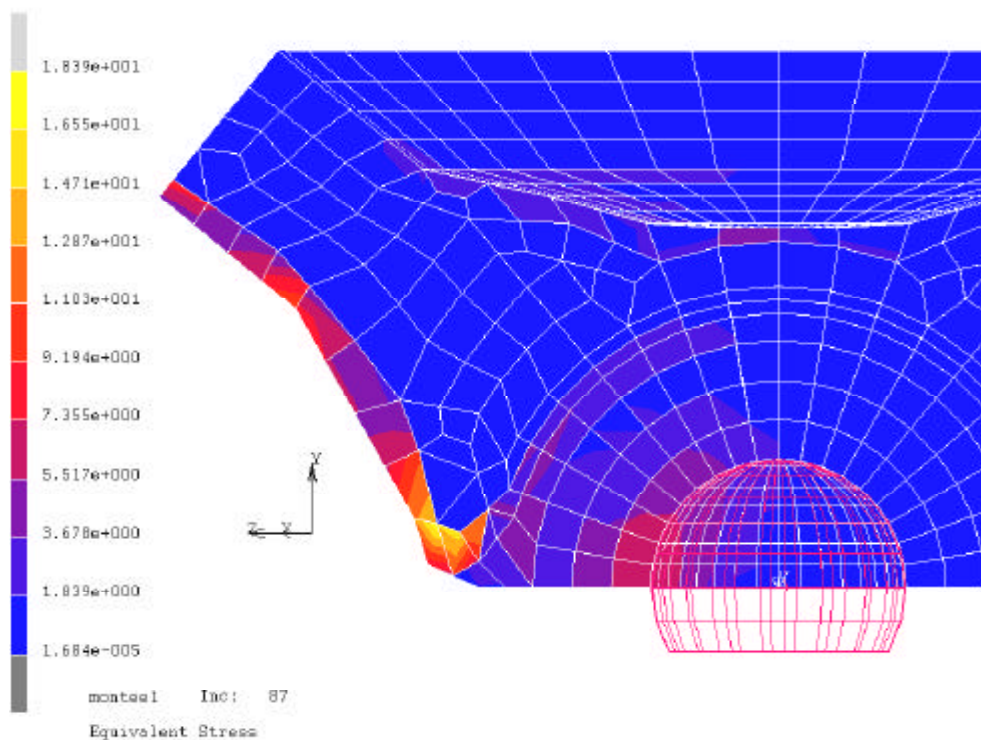
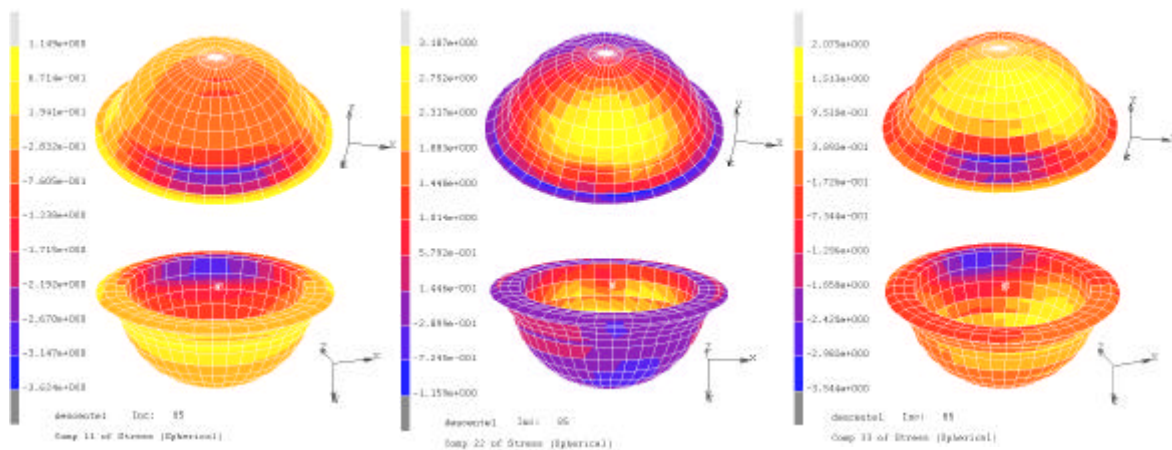


figure 4-28 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment (descente des escaliers)



- modèle A1(avec os sous - chondral, avec Toilinox) :

figure 4-29 : vue en coupe - déplacements radiaux (montée des escaliers)

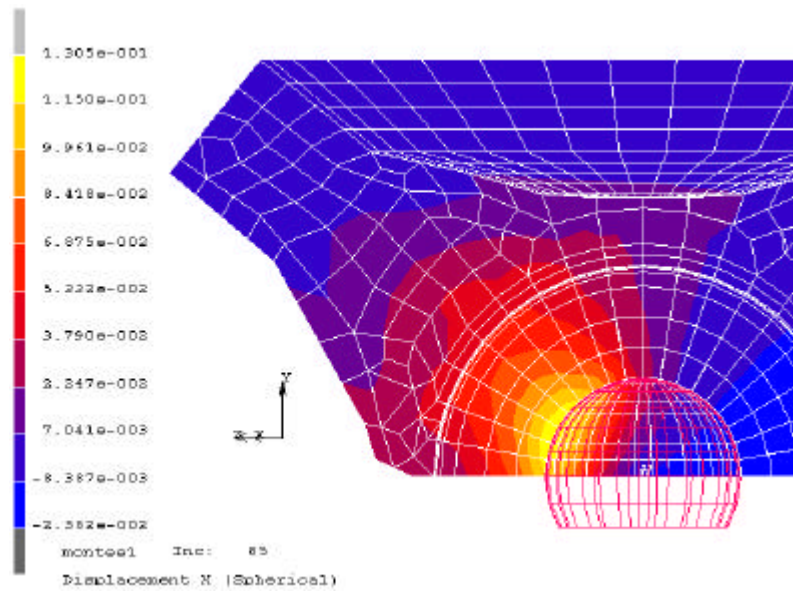


figure 4-30 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment intérieur (descente des escaliers)

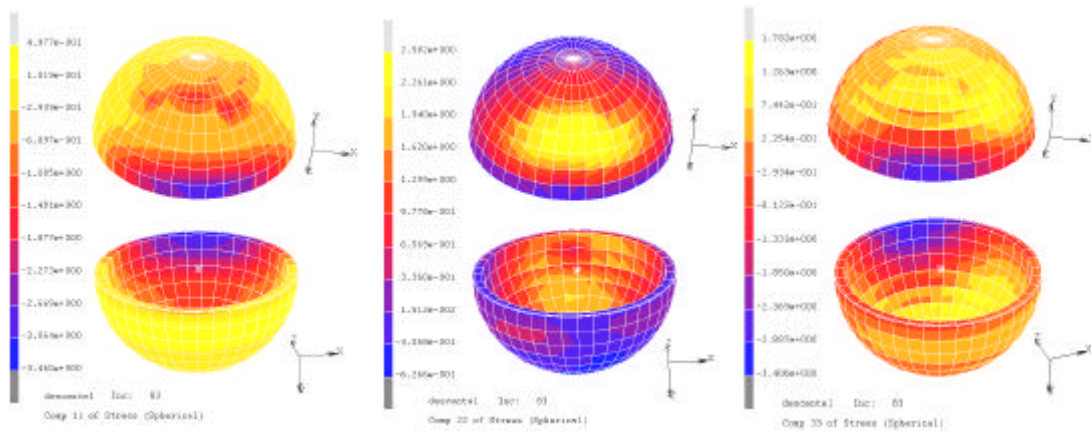


figure 4-31 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans la Toilinox (descente des escaliers)

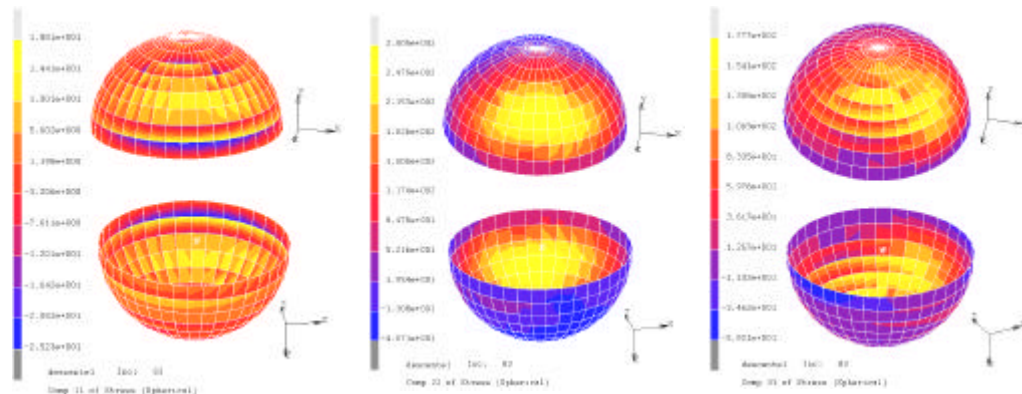
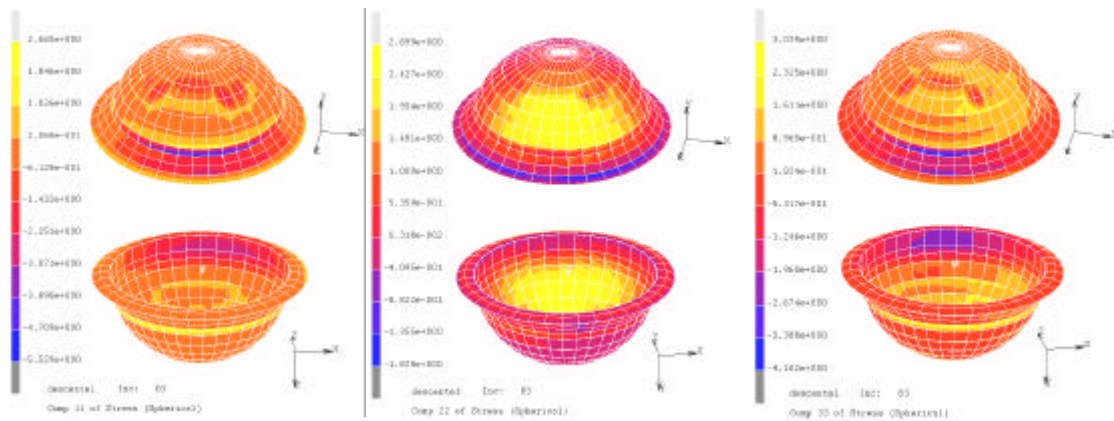


figure 4-32 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment extérieur (descente des escaliers)



◆ modèles sans os sous - chondral :

- modèle S0 (sans os sous - chondral, sans grillage) :

figure 4-33 : vue en coupe - déplacements totaux (marche)

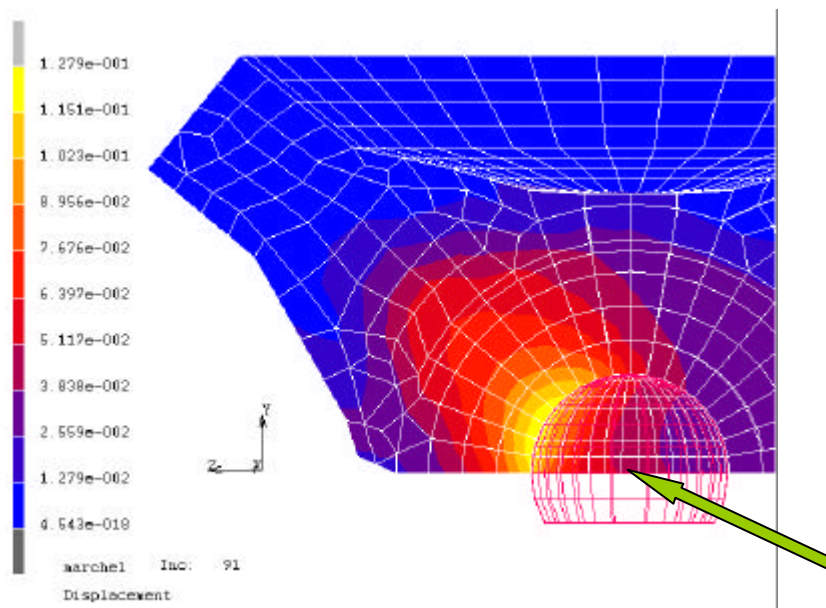
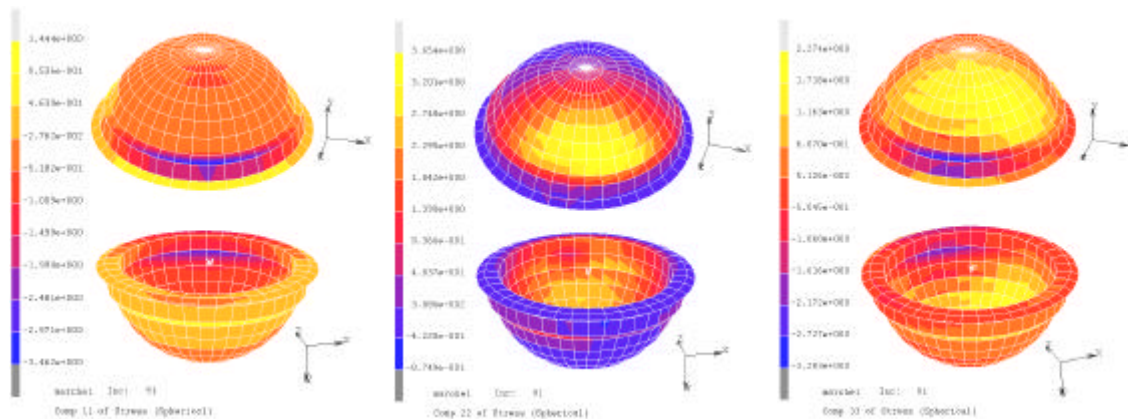


figure 4-34 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment (marche)



- modèle S1 (sans os sous - chondral, avec Toilinox) :

figure 4-35 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment intérieur (descente des escaliers)

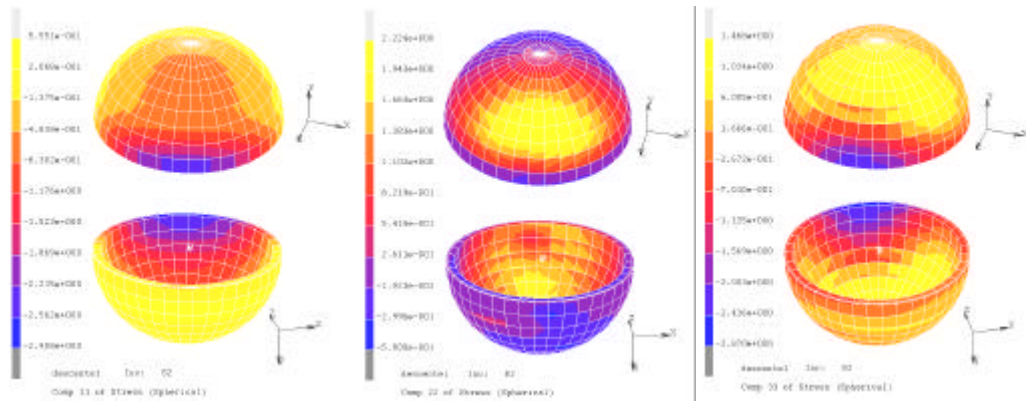


figure 4-36 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans la Toilinox (descente des escaliers)

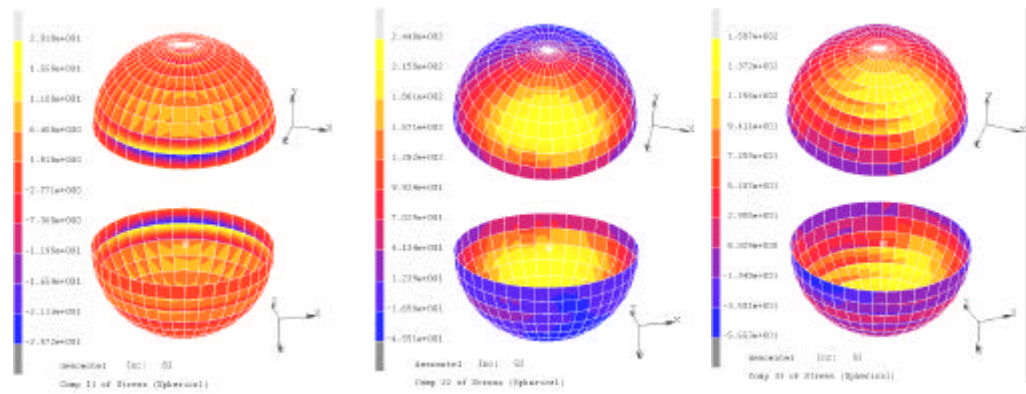
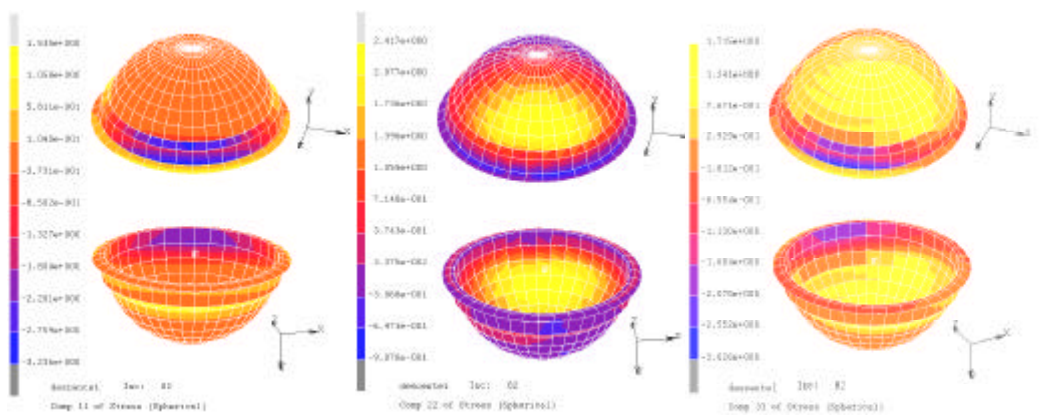


figure 4-37 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment extérieur (descente des escaliers)



- modèle S2 (sans os sous - chondral, avec FDCG) :

figure 4-38 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment intérieur (descente des escaliers)

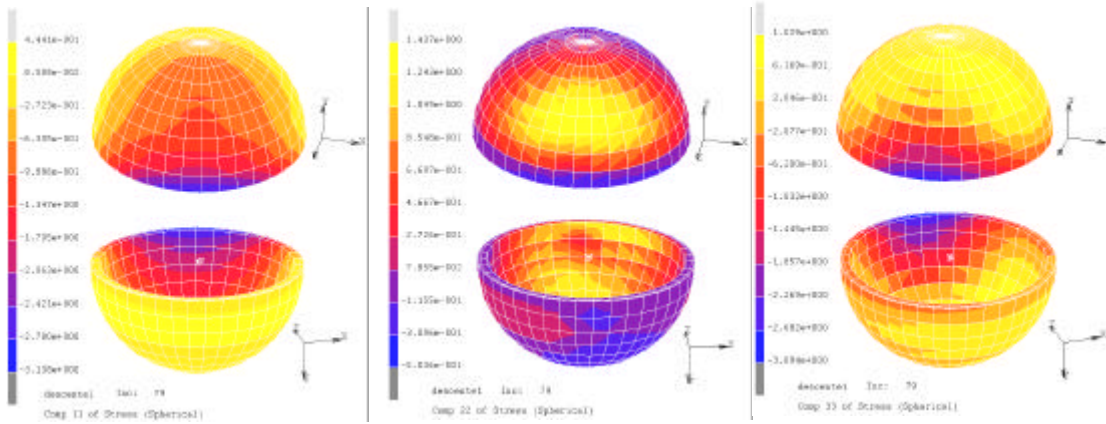


figure 4-39 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le FDCG (descente des escaliers)

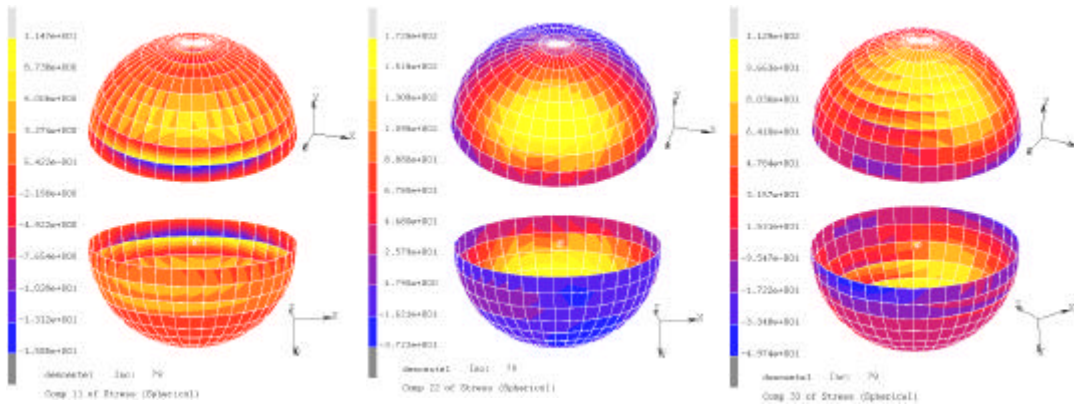
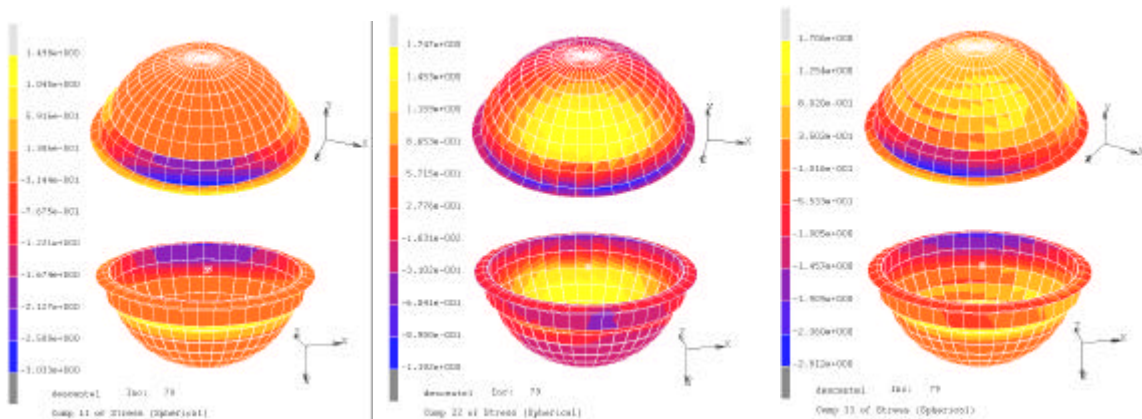


figure 4-40 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment extérieur (descente des escaliers)



- modèle S3 (sans os sous - chondral, avec SKH) :

figure 4-41 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment intérieur (descente des escaliers)

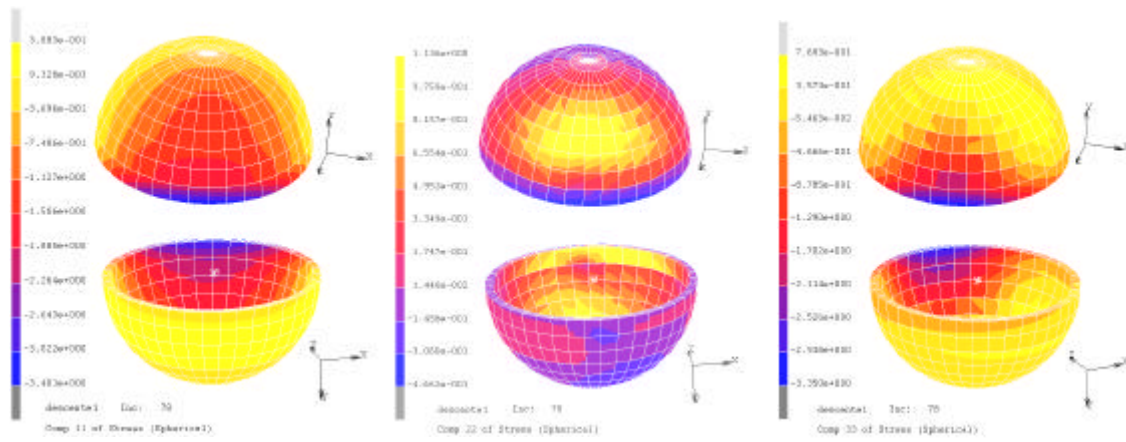


figure 4-42 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le SKH (descente des escaliers)

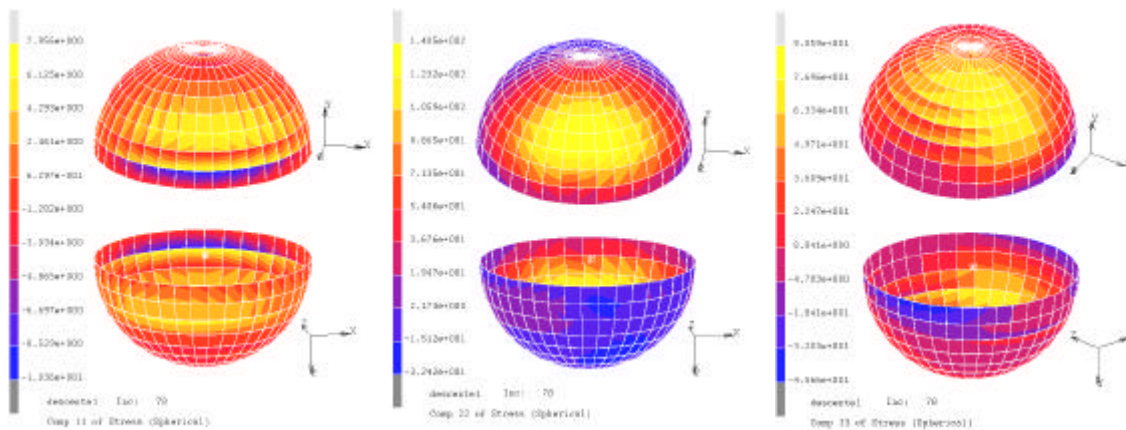
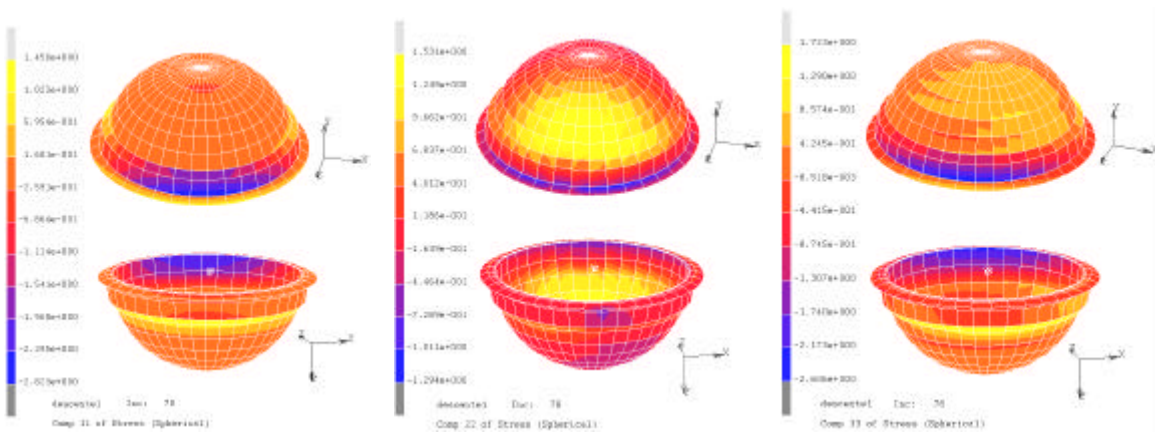


figure 4-43 : contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment extérieur (descente des escaliers)



Les constatations suivantes peuvent être faites à partir des figures (figure 4-27 à figure 4-43) et des tableaux (tableau 4-6 à tableau 4-11) précédents :

- ◆ dans les modèles sans grillage A0 (avec os sous - chondral) et S0 (sans os sous - chondral) :

les contraintes de traction les plus élevées à l'intérieur du manteau de ciment sont situées à proximité de l'interface ciment - os alors que les contraintes maximales de compression apparaissent près de l'interface ciment – cupule. La position d'une armature destinée à renforcer le PMMA, matériau fragile résistant moins à la traction qu'à la compression, à proximité de l'interface os – ciment semble donc pertinente. On observe aussi que, quel que soit le cas de charge étudié, la valeur maximale de la contrainte normale de traction méridienne σ_{22} est égale à 2,48 à 3,00 fois la valeur maximale de la contrainte de traction radiale σ_{11} et que la valeur maximale de la contrainte normale de traction circonférentielle σ_{33} est égale à 1,58 à 1,94 fois la valeur maximale de la contrainte de traction σ_{11} . Les contraintes σ_{22} et σ_{33} étant parallèles à la surface du ciment et la contrainte radiale σ_{11} perpendiculaire à celle-ci, donc parallèle à l'épaisseur du manteau de ciment, le choix d'une géométrie du grillage dont les fils sont parallèles aux deux plus grandes dimensions du manteau de ciment paraît judicieux.

La contrainte maximale de traction, σ_{22} , (contrainte méridienne) varie de 2,04 MPa pour l'activité « s'asseoir sur une chaise » à 5,80 MPa pour la course. Ces valeurs sont très inférieures à la contrainte de rupture par traction du ciment, voisine de 25 MPa. La contrainte maximale de compression varie de $\sigma_{22} = -0,59$ MPa pour l'activité « se lever d'une chaise » à $\sigma_{11} = -5,76$ MPa pour la course. Ces valeurs sont également très inférieures à la contrainte de rupture par compression du ciment, de l'ordre de -80 MPa. Les contraintes maximales de cisaillement σ_{31} égales à -3,64 MPa pour la descente des escaliers et à -5,73 MPa pour la course sont nettement inférieures à la contrainte de rupture par cisaillement, voisine de 40 MPa.

Dans le modèle sans os sous-chondral, les contraintes normales de traction maximales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} sont respectivement plus importantes de 38%, 27% et 19% que les contraintes homonymes du modèle avec os sous - chondral, dans le cas de la marche. Le ciment semble supporter une part des contraintes que reprendrait l'os sous - chondral s'il était présent. Les contraintes dans l'os spongieux varient peu d'un modèle à l'autre. Il en est de même du déplacement. Cela s'explique par le fait que dans notre modèle, le manteau de ciment fonctionne comme une coque qui prend appui, le long de son diamètre équatorial, sur l'os cortical (figure 4-16) et qui empêche la migration de la cupule.

- ◆ dans les modèles avec os sous - chondral A0 (sans grillage) et A1 (avec Toilinox) :

les contraintes normales de traction maximales méridiennes σ_{22} dans la Toilinox, qui varient de 248 à 281 MPa, sont supérieures à la limite élastique de l'acier 316 L, égale à 205 MPa, dans les 3 cas de charge étudiés : on observe un dépassement de la limite élastique de l'acier de 21% dans le cas de la marche, 31% dans le cas de la montée des escaliers et de 37% dans le cas de la descente des escaliers, ce qui semble indiquer que la section d'armatures dans cette direction est insuffisante. Les 2 autres contraintes normales σ_{11} et σ_{33} sont inférieures à cette limite, σ_{11} en moyenne de 88% et σ_{33} de 15%. L'épaisseur équivalente du grillage a été calculée à partir de la section droite des fils d'armature. Dans le cas d'un tissu, la forme des fils étant sinusoïdale, une épaisseur équivalente plus grande pourrait peut-être être prise en compte dans les calculs, à condition de connaître le poids par unité de surface de ce grillage, ce qui paraît impossible ici, la Toilinox n'étant plus disponible.

La présence d'un tissu métallique en Toilinox à proximité de l'interface ciment – os :

- réduit la valeur maximale des 3 contraintes normales, en traction comme en compression, dans le ciment d'épaisseur 2,86 mm compris entre le grillage et la cupule, dans les 3 cas de charge étudiés : de 57% pour σ_{11} , 20% pour σ_{22} et de 15% pour σ_{33} en traction. La réduction la plus importante de la contrainte de traction se produit donc dans le sens de l'épaisseur du ciment, bien que le grillage soit perpendiculaire à cette direction.
 - réduit la valeur maximale de la contrainte normale σ_{22} , en traction (de 7 à 19%) comme en compression, dans le ciment d'épaisseur 0,10 mm compris entre le grillage et l'os, et augmente la valeur des 2 autres contraintes normales σ_{11} (de 127 à 132% en traction) et σ_{33} (de 36 à 46% en traction) dans les 3 cas de charge étudiés.
 - réduit globalement la valeur maximale de la contrainte de cisaillement dans le ciment intérieur et l'augmente dans le ciment compris entre le grillage et l'os, la valeur maximale de la contrainte étant de -4,80 MPa, soit très inférieure à 40 MPa.
- ◆ dans les modèles sans sous-chondral S0 (sans grillage), S1 (avec Toilinox), S2 (avec FDCC) et S3 (avec SKH) :

la contrainte normale maximale de traction méridienne σ_{22} de la Toilinox est à nouveau supérieure à la limite élastique et varie de 220 MPa pour la marche à 244 MPa pour la descente des escaliers, ce qui semble encore une fois indiquer que la section d'armatures de ce grillage est insuffisante dans cette direction.

Les contraintes normales maximales dans le FDCG et le SKH sont inférieures à la limite élastique de l'acier dans les 3 cas de charge étudiés : marche, montée et descente des escaliers, la valeur maximale étant de 173 MPa pour la contrainte σ_{22} du FDCG (descente des escaliers) et de 141 MPa pour la contrainte σ_{22} du SKH (descente des escaliers).

La présence de chacun des 3 grillages à proximité de l'interface ciment – os réduit les valeurs maximales des 3 contraintes normales, en traction (tableau 4-12) comme en compression, et des 3 contraintes tangentielles dans le ciment extérieur et intérieur, pour le cas de charge étudié le plus défavorable (marche).

tableau 4-12 : réduction des contraintes normales de traction dans le ciment en présence d'un grillage par rapport au ciment seul dans le cas de la marche

contraintes normales	Toilinox (modèle S1) A = 0,336 mm ² /cm de largeur		FDCG (modèle S2) A = 0,838 mm ² /cm de largeur		SKH (modèle S3) A = 1,323 mm ² /cm de largeur	
	ciment int.	ciment ext.	ciment int.	ciment ext.	ciment int.	ciment ext.
	%	%	%	%	%	%
S₁₁	65	3	72	6	76	11
S₂₂	45	40	65	49	73	63
S₃₃	41	32	59	32	70	33

Les grillages apparaissent dans ce tableau dans l'ordre croissant de leur section d'armatures A. La réduction des contraintes maximales de traction dans le ciment varie dans le même sens que l'augmentation de la section d'armatures.

Si les contraintes normales dans l'os spongieux 1 dans les modèles avec ou sans os sous - chondral varient peu en présence du ciment seul, elles sont légèrement réduites lorsqu'un grillage est placé dans le PMMA à proximité de l'interface os – ciment. Le matériau composite ciment – armature semble se substituer à l'os sous - chondral en fonctionnant comme une membrane qui transmet directement les efforts à l'os cortical du pelvis et en restituant à l'acetabulum sa rigidité structurelle.

4.4 - DISCUSSION

Un calcul aux éléments finis suppose que les matériaux soient homogènes, isotropes et continus. A l'échelle qui nous intéresse, ce n'est le cas ni du ciment, ni de l'os, ni du matériau composite PMMA – grillage.

Notre modèle, qui s'intéresse aux contraintes dans le ciment, le grillage et l'os acétabulaire, a été limité pour tenir compte des possibilités du logiciel, du matériel ainsi que des temps de calcul. Il ne comprend, en dehors de la prothèse et de sa fixation, que l'os périacétabulaire et ne tient pas compte des actions des muscles exercées directement sur l'os cortical de la hanche. Les valeurs des contraintes dans le ciment obtenues pour la marche dans notre modélisation ont été confrontées avec celles de Dalstra et al. [DAL95] et Schuller et al. [SCHU93] qui ont modélisé un hémipelvis en tenant compte des efforts musculaires appliqués à la hanche. Elles sont du même ordre de grandeur. Selon ces auteurs, l'action des muscles dans la hanche naturelle au cours des différentes phases de la marche semble être de maintenir la variation de la distribution des contraintes à un niveau minimum et de ménager ainsi la résistance à la fatigue du matériau « os ». Ces variations sont plus importantes dans l'acetabulum où les distributions de contraintes dépendent plus directement de l'effort appliqué à l'articulation.

Dans notre modèle, l'os sous – chondral recouvre la totalité de la cavité acétabulaire, y compris l'incisure acétabulaire. C'est une simplification, car nous avons vu précédemment (figures 3-15 et 3-19) que la géométrie de cet os est celle du cartilage, c'est-à-dire d'un croissant inscrit dans une hémisphère. Nous avons également supposé que la valeur du module d'Young de l'os sous - chondral était constante alors qu'elle est nettement inférieure au droit du toit acétabulaire, zone de déformabilité, qu'au droit des cornes antérieure et postérieure.

Les valeurs des efforts données pour chaque cas de charge par les mesures expérimentales de Bergmann et al. sur trois ou quatre patients ont été appliquées directement à notre modèle, sans être multipliées par un coefficient de pondération qui aurait pris en compte les variations qui existent d'un individu à l'autre.

Les valeurs maximales des contraintes de traction dans les cas de charge étudiés ne suffisent pas à elles seules à expliquer la fragmentation du ciment *in vivo*. Elles ne prennent pas en compte l'état de traction du ciment dû au retrait pendant la phase provisoire qui s'ajoute aux contraintes de traction produites pendant les activités du patient. De plus, notre modèle ne tient compte ni du frottement, ni de l'effet des butées intraprothétiques, ni de l'écart éventuel entre les centres géométriques de la tête et/ou de la cupule par rapport au centre de rotation naturel de la hanche. Les 5 activités étudiées concernent essentiellement des personnes âgées ou dont l'activité physique est réduite, et sans surcharge pondérale. Pour des personnes plus jeunes ou plus actives, des activités sportives pourraient être étudiées. Par ailleurs, certaines activités professionnelles impliquent de porter des charges très lourdes. Un quartier de bœuf sur le dos d'un boucher pèse entre 100 et 120 kg. Aucun chariot n'est actuellement en mesure de remplacer ce geste. Il y a peut-être là une piste de recherche à explorer. Elle éviterait aux bouchers de plus de 50 ans de subir une arthroplastie totale de la hanche.

Du point de vue mécanique, la section d'armatures de la Toilinox paraît insuffisante dans les cas de charge étudiés, puisque certaines valeurs de la contrainte normale de traction σ_{22} dépassent la limite élastique de l'acier, alors même que les efforts pris en compte dans les calculs n'ont pas été pondérés. On peut supposer d'une part qu'il y a redistribution des efforts dans l'acier et dans le ciment, d'autre part que les patients chez lesquels la Toilinox recouvrant la totalité de l'acetabulum avait prolongé la durée de vie de la prothèse avaient une activité plus limitée en intensité que celle prise en compte dans nos calculs (exemple : marche lente au lieu de marche normale à 3,9 km / heure), vraisemblablement aussi en fréquence et qu'il n'y a pas eu alors de phénomène de fatigue des matériaux.

Pour compléter notre travail, il conviendrait d'étudier le modèle avec os sous - chondral avec FDCG (A2) et SKH (A3), de comparer aussi les contraintes et les déformations dans l'os obtenues dans tous les cas de figure avec celles de l'os dans la hanche naturelle, de donner à l'os sous - chondral sa géométrie réelle et de faire varier son module d'Young.

Nous remercions Emilie Végéhan, élève de troisième année en Génie mécanique à l' I.N.S.A. de Strasbourg, ainsi que son tuteur Joël Krier, enseignant à l' I.N.S.A., pour leur contribution à cette étude dans le cadre du projet de fin d'études de cette élève.

CHAPITRE 5

ANALYSE DU PROBLEME AVEC TRIZ

« TRIZ is a tool for thinking
but not instead of thinking.»
ALTSHULLER

Dans notre recherche consacrée au renforcement du PMMA, matériau fragile, par un tissu métallique, nous avons souhaité innover en utilisant TRIZ pour optimiser ce concept de «ciment armé». Ce travail a été réalisé avec la collaboration de Kucharavy et Khomenko, experts TRIZ.

5.1 - PRESENTATION DE TRIZ [KHOM97, KUCH01]

5.1.1 - Qu'est-ce que TRIZ ?

Ni outil, ni méthode, TRIZ –acronyme russe qui peut se traduire par Théorie de la Résolution des Problèmes d'Invention – est une science conçue par le savant russe Genrich Saolowich Altschuller. Elle consiste à systématiser le processus de génération d'idées dans le cadre des phases de recherche de concepts et de résolution de problèmes. Fruit de plus de 46 années de recherche, elle offre la possibilité de résoudre des problèmes de niveau élevé de manière systématique.

Après s'être répandue aux U.S.A., en Finlande, en Hollande et en Israël, dans des cabinets de consulting et les programmes d'enseignement de grandes universités, TRIZ est apparue en France en 1995 par l'intermédiaire du L.R.P.S. (Laboratoire de Recherche en Productique de Strasbourg) de l'I.N.S.A. de Strasbourg.

Altschuller et ses collègues se sont appuyés sur :

- ◆ l'étude des travaux des grands inventeurs et de plus de 100.000 brevets,
- ◆ l'histoire de l'évolution des systèmes techniques,
- ◆ la pratique de la résolution de problèmes réels,

pour :

- ◆ établir les lois objectives de l'évolution des systèmes techniques et les utiliser pour rendre le processus de résolution de problèmes plus performant,
- ◆ généraliser l'expérience mondiale dans le domaine de l'invention et systématiser des techniques efficaces et les connaissances utiles pour résoudre les problèmes.

Trois concepts fondamentaux sont à la base de cette théorie :

- ◆ l'idée des lois objectives de l'évolution des systèmes : Il existe des lois objectives de l'évolution des systèmes. Ces lois peuvent être découvertes, étudiées et utilisées pour la résolution de problèmes sans qu'il soit nécessaire de passer par la recherche d'une multitude de possibilités;
- ◆ l'idée de la contradiction comme raison du problème : au cours de leur évolution, les systèmes surmontent les contradictions entre les restrictions des lois objectives de la nature et de l'évolution des systèmes techniques d'une part et les limites des situations spécifiques d'autre part;
- ◆ l'idée des conditions de la situation particulière : un problème ne peut être résolu que dans les conditions de sa situation particulière.

Les difficultés rencontrées pour développer des concepts de solution trouvent leurs racines à la fois dans les limites des ressources disponibles en temps, en connaissances, financières et dans l'inertie mentale.

Pour développer des concepts de solution puissants, la stratégie de résolution de problèmes se doit de réduire le domaine de recherche à chaque étape de l'analyse au lieu d'accroître le nombre de possibilités.

Afin de passer de la tentative de recherche de solutions de façon aléatoire à une analyse systématique de la situation du problème, il est nécessaire de se poser des questions telles que : POURQUOI (avons-nous un tel problème) ? au lieu de : COMMENT (obtenir la solution) ?, d'analyser les raisons de la situation du problème d'un point de vue général afin de surmonter l'inertie mentale, puis de satisfaire les exigences contradictoires rencontrées par les systèmes au cours de leur évolution entre les restrictions objectives et les limites de la situation spécifique pour converger vers la solution.

Exemple : le problème du roi :

Il était une fois, dans un pays très lointain, un roi qui, lors de son avènement, accorda une demi-amnistie à tous les prisonniers du royaume. Toutes les peines de prison étaient réduites de moitié. Un problème apparut alors, dont le monarque n'avait pas pris conscience auparavant : que faire pour les prisonniers condamnés à perpétuité ?

◆ Contradiction (en tant qu'outil de généralisation) :

Il est nécessaire de connaître la durée de vie des prisonniers afin de trouver la durée de leur demi-peine

mais

personne ne sait combien de temps quelqu'un vivra.

◆ Modèle général du problème : comment diviser par deux un nombre inconnu d'objets ?

◆ Intensification et solution typique ou expérience :

Un petit garçon avait reçu des bonbons à partager avec son petit frère, mais il ne savait pas compter. Il les partagea de la façon suivante : un pour toi, un pour moi, un pour toi,...

◆ Modèle général de solution : un par un

◆ Solution particulière :

semaine par semaine (une semaine en prison, une semaine dehors), ou jour par jour (certains proposeraient : le jour dehors, la nuit en prison).

5.1.2 - Dans quels domaines TRIZ peut-elle être appliquée ?

La connaissance de TRIZ peut être utilisée dans la phase de conception de produits, le perfectionnement de technologies aussi bien que pour la génération de nouvelles idées concernant de nouveaux produits.

Elle peut être appliquée pour le développement d'idées brevetables et la protection par des brevets de technologies existantes.

En s'appuyant sur la connaissance des lois de l'évolution des systèmes techniques, TRIZ peut être utilisée pour prévoir le niveau de développement suivant de produits ou de technologies.

5.1.3 - Réflexion systématique

- ◆ Un système fait partie d'un super-système et contient des sous-systèmes. Il a un passé, un présent et un futur. Un des traits caractéristiques de la réflexion inventive est la capacité à « voyager » aisément entre les niveaux des systèmes, super systèmes, sous-systèmes aussi bien que dans les stades antérieur, présent et futur.
- ◆ TRIZ est conçue pour apporter une stratégie efficace et des techniques de résolution pour les problèmes de troisième niveau et au-delà (tableau 5-1).

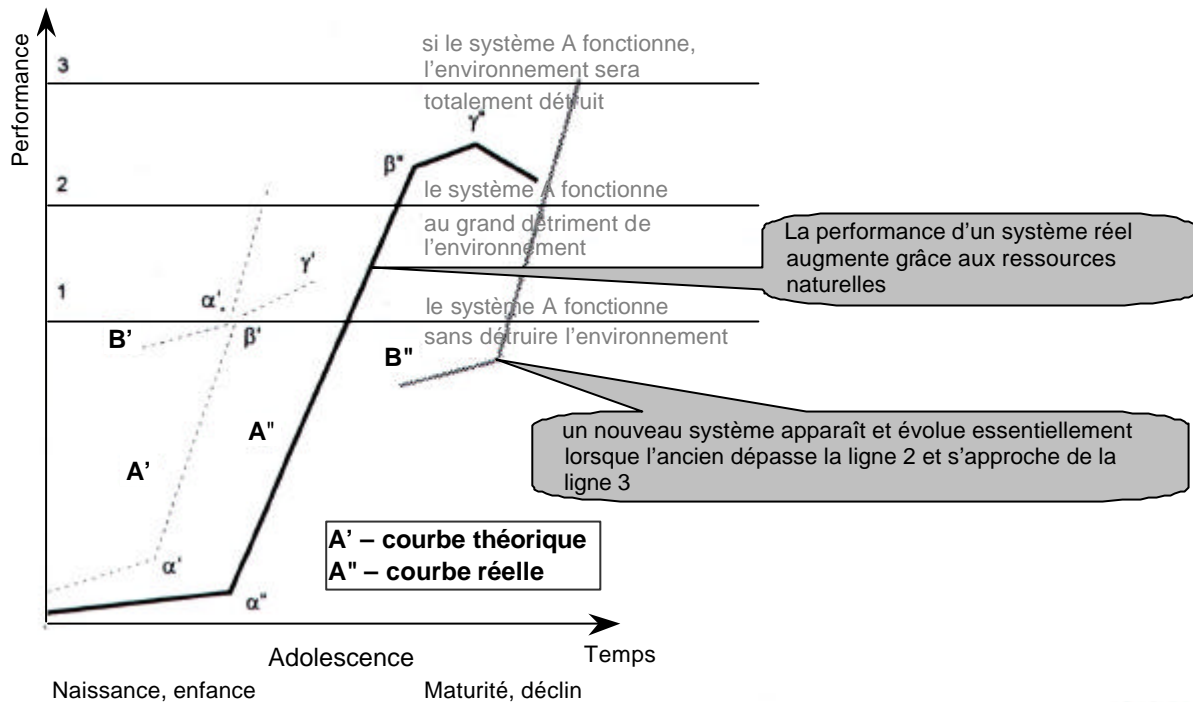
tableau 5-1 : niveau des solutions innovantes (*)

Niveau de la solution		Nombre d'essais ou de variantes s'ils sont à considérer	D'où provient la solution ?	Pourcentage de brevets à ce niveau
I	solutions évidentes	quelques	du domaine étroit de la spécialité	~30%
II	amélioration	des douzaines	d'un seul domaine de la technologie	~55%
III	invention à l'intérieur d'un paradigme	des centaines	d'autres domaines de la technologie	<10%
IV	invention en dehors de tout paradigme	entre des milliers et des dizaines de milliers	de la science – effets et phénomènes de physique, de chimie et de géométrie peu connus	3-4%
V	découverte	de centaines de milliers au million	au-delà des limites de la science contemporaine	<1%

(*) G.S. Altshuller, 1969, 1973. The innovation algorithm : TRIZ, systematic innovation and technical creativity, Moscow.

- ◆ Tout système se développe dans les limites des ressources disponibles. La connaissance de la position du système analysé sur la courbe d'évolution des systèmes (figure 5-1) donne la possibilité de choisir la bonne stratégie de résolution du problème.

figure 5-1 : courbe en S de l'évolution des systèmes techniques [KUCH01]



5.1.4 - Lois d'évolution des systèmes techniques

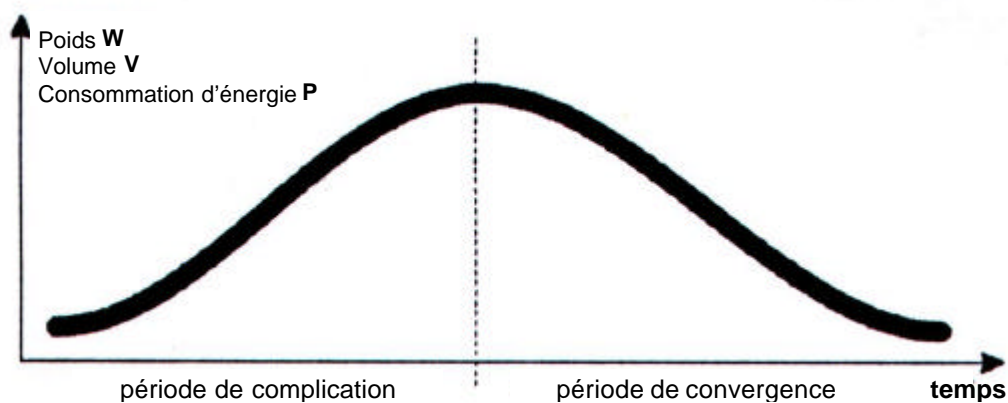
Ces lois fondamentales et stables définissent les relations entre les éléments du système et l'environnement extérieur au cours de l'évolution :

- ◆ courbe de vie des systèmes (figure 5-1),
- ◆ lois statiques : ce premier groupe de lois définit les conditions permettant à un système technique de fonctionner pendant sa première phase de « vie » :
 - loi de l'état complet du système : pour qu'un système technique soit viable, ses principaux éléments (énergie, moteur, transmission, outil, produit, contrôle) doivent être présents et avoir un minimum de rendement (corollaire : pour rendre un système technique contrôlable, au moins un de ces éléments doit être contrôlable);
 - loi de la conductivité d'énergie dans les systèmes : un système technique n'est viable que si l'énergie circule dans tous ses principaux constituants (corollaire : pour rendre une partie du système contrôlable, il est nécessaire d'assurer la circulation de l'énergie entre cette partie et l'unité de contrôle);

- loi d'harmonisation : pour qu'un système technique soit viable, tous ses principaux composants doivent agir de manière coordonnée ou délibérément décoordonnée (i.e. par la forme, le type d'énergie, la fréquence de vibration, la périodicité de l'opération). (corollaires : 1. dans un système technique, l'effet de champs devrait agir de façon coordonnée / volontairement décoordonnée avec la fréquence naturelle du produit / de l'outil. 2. les fréquences des champs utilisés dans les systèmes techniques doivent être coordonnées ou délibérément décoordonnées. 3. si deux opérations sont incompatibles, par exemple la transformation et la mesure, une opération devrait être réalisée pendant que l'autre est arrêtée. D'une manière générale, l'interruption d'une opération devrait être comblée par la réalisation d'une autre).
- ◆ lois dynamiques : la loi fondamentale de l'accroissement de l'idéalité d'un système peut être expliquée en détail par le mécanisme des lois suivantes :
 - loi de la croissance dynamique : pour accroître leur performance, les systèmes rigides doivent devenir dynamiques, c'est-à-dire passer à une structure plus flexible, modifiable rapidement et adaptable aux changements de conditions de travail et aux exigences de l'environnement;
 - loi d'accroissement du degré d'interactions substances – champs : pour accroître leur performance, les systèmes doivent devenir plus contrôlables : (1) un modèle substance-champ (SFM) incomplet passe à un modèle complet; (2) un SFM simple passe à un SFM complet; (3) le nombre de maillons contrôlables augmente; (4) les nouvelles substances et les nouveaux champs donnent la possibilité d'utiliser des effets supplémentaires;
 - loi de l'irrégularité de l'évolution des différentes parties du système (types de contradictions) : les composants d'un système technique évoluent de manière irrégulière. Les composants d'un système plus complexe évoluent de manière encore plus irrégulière;
 - loi de la transition du macro niveau au micro niveau : l'évolution des outils commence au macro-niveau et tend vers le micro-niveau. Lors de son évolution, un système tend à remplacer le principe physique qui anime le composant effectuant la fonction principale du système par un nouveau principe physique utilisant les propriétés de matériaux dispersés, de particules de champs physiques;

- loi de la transition au super système : au cours de leur évolution, les systèmes techniques (figure 5-2) fusionnent et forment des bi- et polysystèmes (période de complication pendant laquelle les contradictions sont résolues en ajoutant de nouveaux sous-systèmes). Dans le futur, un système poursuit son évolution en tant que partie du super-système (période de convergence pendant laquelle les contradictions sont résolues en supprimant des sous-systèmes et en transférant leurs fonctions au sous-système le plus proche ou à une substance idéale);

figure 5-2 : les deux périodes de l'évolution des systèmes techniques (*)

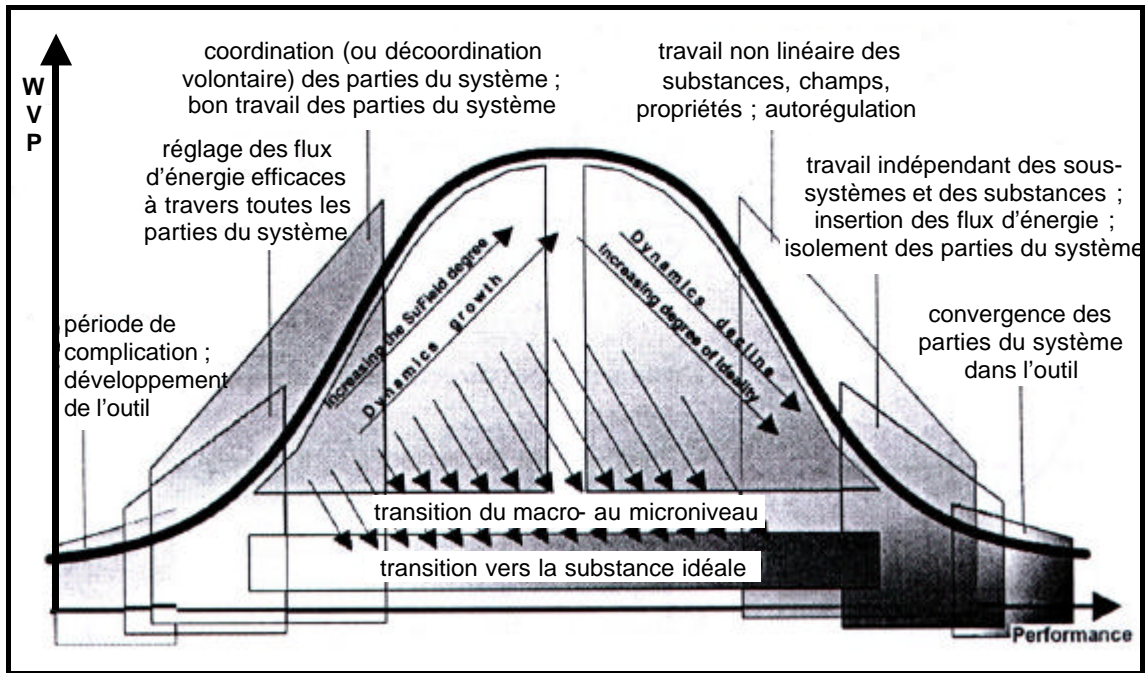


(*) Y.P. Salamatov (1991). System of Evolution of Technique Laws./ Chance for adventure, Petrozavodsk, Karelia 1991 (Ru)

- ◆ loi d'accroissement de l'idéalité des systèmes techniques : au cours de leur évolution, les systèmes techniques tendent à améliorer le rapport entre la performance du système et la consommation de ressources (en poids, volume, énergie) nécessaire pour réaliser cette performance, le système technique idéal étant celui qui réalise sa fonction avec une consommation tendant vers zéro.

- ◆ schéma général de l'évolution du système technique (figure 5-3) :

figure 5-3 : schéma général de l'évolution des systèmes techniques (*)



(*) Y.P. Salamatov (1991). System of Evolution of Technique Laws./ Chance for adventure, Petrozavodsk, Karelia 1991 (Ru)

5.2 - APPLICATION DE TRIZ KNOWLEDGE A LA RESOLUTION D'UN PROBLEME DE RECHERCHE : LE DESCHELLEMENT DES CUPULES DES PROTHESES TOTALES DE HANCHE

Quel que soit le mode de fixation choisi par le chirurgien, la durée moyenne de vie d'une prothèse totale de hanche est actuellement d'environ 8 à 10 ans, le problème majeur étant devenu aujourd'hui celui du descellement aseptique de l'implant acétabulaire. L'échec de la procédure conduit généralement à une arthroplastie de révision, intervention majeure associée à un certain nombre de complications, dont l'endommagement du capital osseux lors du retrait des deux implants. Or, le capital osseux d'un patient ne s'améliore pas avec l'âge. Une prothèse totale de hanche devrait donc remplir sa fonction, sans gêne ni complications, pendant toute la durée de vie postopératoire du patient [HUIS80]. Comment la prolonger ?

Au cours de ce travail de quelques mois, nous avons été amenés à rechercher les éléments en conflit, les contradictions techniques et à redéfinir plusieurs fois le problème de recherche initial, qui n'est pas initialement celui du ciment, pour aboutir à la question suivante :

5.2.1 - Etape 1 : définition du problème de recherche initial

Problème principal : même lorsqu'une cupule est solidement fixée à l'os de l'acetabulum au cours de l'intervention, le descellement de la prothèse peut se produire par (critères de descellement définitif définis par Massin et al. [MASS89]) :

- ◆ mobilisation supérieure à 5 mm par migration horizontale ou verticale de la cupule, ou supérieure à 5° par rotation de la cupule, entre les clichés de face effectués en postopératoire et à la revue,
- ◆ fracture du ciment.

Comment expliquer ce phénomène ?

5.2.2 - Etape 2 : définition du problème inverse

Pour trouver les raisons de ce descellement, nous avons essayé de répondre au problème inverse, c'est-à-dire de proposer des solutions pour déplacer une cupule fermement fixée dans l'os support.

5.2.3 - Etape 3 : analyse des solutions disponibles

Il existe plusieurs moyens pour déplacer un implant acétabulaire dont la stabilité primaire a été assurée :

- ◆ un capital osseux du patient de faible qualité ou un défaut de support osseux [GARC95] en cas :
 - d’ostéoporose sévère [HENK85, EL-H90], de tumeurs osseuses [SCHM92-2], d’arthrites inflammatoires, d’acetabulum dysplasique,
 - de fracture acétabulaire, de défaut de la paroi médiale ou antérieure [EL-H90, RANA95],
 - d’ablation de l’os sous-chondral ou de destruction du toit de l’acetabulum. Elles ont pour conséquence :
 - la défaillance par fatigue ou l’effondrement de l’os spongieux, l’affaiblissement de l’ensemble de la structure osseuse de la hanche [VASU82, HUIS87, SCHU93, KOBA94],
 - le creusement de l’acetabulum qui diminue sa rigidité, favorise la déformation à la mise en charge et contribue à accentuer les micro-mouvements à l’interface ciment – os [HENK85].
- ◆ l’ostéolyse (ou résorption osseuse) provoquée par :
 - une infection [TOOM92, COLL97, SCHM92-2],
 - la réponse biologique aux débris d’usure de la prothèse ou du ciment [SCHM92-1, SCHM92-2, LANG93-2, SCHM93] qui accèdent à l’os support au travers des espaces de moindre résistance entre l’os et l’implant [SCHM92-2] ou en traversant les alésages prévus pour le passage des vis dans les metal-backs [RANA97],
 - une grande disparité entre une cupule rigide et l’os acétabulaire déformable dans le cas de cupules en céramique [HARK92, LERO97] ou de metal-backs, [RITT92, PERA97], qui entraîne une distribution des contraintes dans l’os adjacent conduisant à l’atrophie et au défaut progressif de support osseux puis à l’expulsion de la cupule.
- ◆ le choix des matériaux et de la géométrie de la cupule :
 - le défaut de propriétés d’amortissement (céramiques) augmente le risque de microfractures dans le ciment et dans l’os [LERO97] acétabulaire;
 - la fracture de matériaux fragiles (céramiques) a été observée [HENK85, HARK92, LERO97];

-
- l'usure du polyéthylène augmente de manière significative lorsque l'épaisseur de la cupule est inférieure à 4 à 6 mm [LANG93];
 - le filetage de composants acétabulaires non cimentés ne permet qu'un contact limité entre l'os et la coque extérieure de la cupule [HARK92, RITT92];
 - la fracture du ciment peut survenir lorsque le sommet de la cupule est surmonté d'une pointe [TIMP92];
 - la dissociation *in vivo* de liners (ou inserts) en polyéthylène de leurs metal – backs a été constatée [HARK92];
 - il est difficile d'assurer un bon positionnement de la cupule et une pressurisation suffisante du ciment dans le cas d'une cupule de grand volume parce que son rebord peut venir en butée contre celui de l'acetabulum, d'un grillage rigide fixé en périphérie de la cupule, ou d'espaceurs fixés sur la cupule [VAN H99];
 - la perte progressive de microbilles de cupules non cimentées ayant un revêtement poreux [SCHM93] a été rapportée.
- ◆ la position de la cupule :
- une couverture de la cupule par l'os support inférieure à 80% [TIMP92] entraîne une augmentation significative des contraintes;
 - de petites modifications dans la géométrie de la hanche ont des effets importants à la fois sur les efforts fournis par les muscles [FISH00] et sur la résultante des forces appliquées à la hanche : les muscles sont relâchés par le rapprochement de leurs points d'attache et ne peuvent plus générer de moment d'équilibre ou bien les contraintes dans les muscles atteignent leurs valeurs limites.
- ◆ le ciment :
- une mauvaise technique de préparation ou de mise en place du ciment conduit à une mauvaise distribution des contraintes, la fragmentation du PMMA, la fracture du ciment et la production de débris d'usure [NAYA96];
 - il est difficile d'exercer une pression suffisante sur un ciment de faible viscosité [VAN H99];
 - la polymérisation d'un grand volume de ciment provoque un retrait important [SCHN82];

- une épaisseur de ciment insuffisante [HENK85] conduit à des contraintes trop élevées dans ce matériau;
 - un dégagement de chaleur important lors de la polymérisation du ciment *in vivo* [LEWI97] peut produire une nécrose thermique des tissus osseux;
 - le relargage du monomère liquide qui n'a pas réagi lors de la prise du ciment *in vivo* [LEWI97] peut entraîner une nécrose chimique des tissus osseux.
- ◆ le moment de torsion ou de basculement générés par :
- le frottement entre les deux surfaces articulaires produit par :
 - l'usure des surfaces articulaires [HARK92] ou celle provoquée par la présence d'un troisième corps lorsque des particules (ciment, hydroxyapatite, produits de corrosion ou d'abrasion,..) sont piégées ou laissées entre les surfaces articulaires,
 - des matériaux ayant un coefficient de frottement élevé [HARK92],
 - une tête fémorale de grand diamètre [HARK92],
 - un fini de surface de la tête fémorale insuffisant [HARK92],
 - la pénétration au cours du temps d'une tête fémorale métallique dans une cupule en polyéthylène : elle supprime le jeu initial prévu par le fabricant entre les deux surfaces articulaires, empêchant la circulation du liquide synovial entre ces deux surfaces [SCHN82];
 - les butoirs intraprothétiques [HARK92, LEAR92, LANG93-2] : lorsqu'il y a butée du col prothétique contre le rebord de la cavité articulaire, les forces appliquées au fémur sont transmises à la cupule et sollicitent anormalement l'interface cupule / acetabulum. Cette butée apparaît soit lorsque l'usure a entraîné une pénétration de la tête fémorale dans la cupule réduisant ainsi l'amplitude du mouvement, soit lorsque des prothèses fémorales modulaires ou des cols larges sont utilisés;
 - le décalage entre les centres géométriques de la cupule et de la tête fémorale *in vivo*. Il est à noter qu'il existe une période d'usure plus importante des cupules en polyéthylène au début de leur phase de service, pendant laquelle la surface de l'implant acétabulaire en contact avec la tête fémorale s'use de manière à augmenter le degré de conformité avec celle-ci [SCHM98].

Selon Charnley, cette zone d'usure préférentielle creusée par la tête dans la cupule en polyéthylène n'apparaît pas avant 7 à 10 ans chez les patients relativement inactifs [HARK92]. On peut penser qu'ainsi, le centre géométrique de la tête fémorale tend à se rapprocher du centre anatomique. Cette possibilité n'existe pas dans le cas d'une cupule en céramique. Le descellement de ce type d'implants a peut-être aussi cette origine;

- le décalage entre le centre géométrique et les centres mécaniques de rotation lors des différentes activités du patient (marche, montée des escaliers, montée sur une chaise, conduite d'un véhicule, course, activités professionnelles ou sportives,...).

L'analyse des moyens disponibles pour desceller la cupule a fait apparaître plusieurs possibilités : (1) un support osseux médiocre, (2) la résorption osseuse à la périphérie de la prothèse, (3) un choix inadéquat des matériaux ou de la géométrie de la cupule, (4) une malposition de la cupule, (5) une mauvaise technique de préparation ou de mise en œuvre du ciment, (6) le moment de torsion ou de basculement provoqué par le frottement entre les deux surfaces articulaires, les butoirs intraprothétiques, le décalage entre les centres de rotation géométriques et dynamiques de la tête fémorale et de la cupule.

Si les cinq premières possibilités citées sont souvent mentionnées dans la littérature comme causes du descellement acétabulaire, il n'en est pas de même pour le moment de torsion engendré par le décalage entre les centres de rotation.

Ce problème apparaît cependant sous différents aspects dans les publications étudiées :

- ◆ dans les premiers temps de sa pratique clinique, Charnley [CHAR82] croyait à l'ancrage du ciment dans l'os spongieux et exposait celui-ci par ablation du plateau sous-chondral ou par éburnation du toit acétabulaire. De plus, il cherchait à médialiser la cupule pour réduire le bras de levier du poids du corps en creusant l'acetabulum. Il attribua plus tard le taux élevé de démarcation sévère et de migration de la cupule à ce creusement excessif de l'acetabulum;
- ◆ des études radiographiques ont montré une incidence plus élevée de liserés radiotransparents progressifs et de migration des implants chez les patients ayant une protrusion acétabulaire, une dysplasie ou une arthroplastie de révision, lorsque le centre de rotation de la hanche avait été placé dans une position non anatomique [HARK92] dans le plan frontal. La présence d'une protrusion acétabulaire préopératoire conduit à un taux élevé d'échec. Il en est de même si la cupule est médialisée du fait d'un fraisage excessif de la paroi médiale ou d'une épaisseur de ciment trop mince, ou des deux.

L'échec associé à chacun de ces facteurs peut être attribué à la perte du support constitué par la paroi médiale et au changement de direction de l'effort résultant appliqué à l'articulation causés par la médialisation du centre de rotation de la hanche [RANA95]. En cas de destruction du toit de l'acetabulum [BONN01-2], le centre de rotation de la hanche se trouve ascensionné. Un déplacement de 2 cm vers le haut, en arrière et latéralement du centre de rotation entraîne une augmentation de 22% de la résultante des forces s'exerçant sur la hanche. Si la composante verticale du déplacement influe peu sur cette résultante, l'implantation en partie haute réduit de 44% l'efficacité des muscles abducteurs en cas d'ascension de 2 cm du centre de rotation de la hanche. Cette faiblesse des muscles abducteurs éventuellement associée au problème du maintien du raccourcissement du membre explique probablement la fréquence de boiterie chez ces patients et peut-être aussi la cause de leur grande fréquence de luxation. Par ailleurs, l'implantation en position haute de la pièce acétabulaire augmente nettement la fréquence des descellements fémoraux ;

- ◆ Dans son étude du «Devenir à plus de 10 ans d'une série initiale de 467 prothèses totales de hanche type M.E. Müller», Henky a constaté que les descellements acétabulaires semblaient plus fréquents chez la femme (ostéoporose) ou lorsque la cupule était usée asymétriquement et que 95% des cupules ayant migré présentaient une usure de la cupule supérieure à 1 mm avec ovalisation de celle-ci. Pour Henky, l'usure asymétrique avec ovalisation de la cupule serait un facteur important de descellement. Il n'a pas retrouvé de situation d'usure nulle avec migration. Cette ovalisation de la cupule en polyéthylène peut avoir pour origine le décalage entre les centres de rotation.
- ◆ la position du centre de rotation de la tête [HARK92] est déterminée par le choix des dimensions des trois parties de l'implant fémoral (tête, col et tige) dont la fonction primaire est le remplacement de la tête et du col après résection du segment arthritique ou nécrosé. Dans des circonstances idéales, la tête prothétique est placée de manière à reproduire le centre anatomique de rotation de la hanche. Cette position est déterminée par trois facteurs : la hauteur verticale, le porte-à-faux médial de la tête par rapport à la tige et la version du col. La hauteur et le porte-à-faux augmentent quand le col est allongé.
 - la restauration de la hauteur [HARK92], également déterminée par la profondeur d'insertion de l'implant dans le canal médullaire, est essentielle pour corriger la longueur du membre inférieur.

-
- la version [HARK92] se réfère à l'orientation du col par rapport au plan frontal et est désignée par les termes d'antéversion ou de rétroversion. Le fémur normal a une antéversion de 10 à 15° par rapport au plan coronal lorsque le pied regarde droit devant et le col prothétique devrait s'en approcher. La restitution de l'antéversion du col fémoral est nécessaire à la stabilité de l'articulation prothétique, une dislocation pouvant résulter d'une rétroversion.
 - le porte-à-faux de la tête [HARK92] est la distance du centre de la tête par rapport à l'axe de la tige passant par l'extrémité inférieure de celle-ci. Une diminution de cette distance raccourcit le bras de levier des muscles abducteurs et a pour conséquences l'augmentation de la résultante des forces agissant sur l'articulation ainsi qu'une boiterie. Inversement, une augmentation excessive de cette distance accroît les contraintes dans la tige fémorale et peut conduire à sa fracture ou à son descellement.

Nous pensons que deux autres aspects de ce problème sont aussi à prendre en compte :

- ◆ le décalage entre les centres géométriques de rotation de la tête et de la cupule en polyéthylène, initial ou qui se produit avec le temps, par exemple lorsque le centre de la tête prothétique tend à se rapprocher de sa position anatomique ou lorsque des structures osseuses existantes trop déformables ne peuvent pas s'opposer à son déplacement, est à l'origine d'un moment de torsion qui augmente les contraintes de cisaillement à l'interface fixation de l'implant – os et tend à déstabiliser la cupule. Ces contraintes s'ajoutent à celles engendrées par le fonctionnement normal de l'articulation en service et par le facteur de frottement qui augmente dans le temps avec l'usure des surfaces articulaires. La position du centre de rotation est à considérer dans les trois dimensions;
- ◆ la simplification de la géométrie de l'articulation prothétique, assimilée à une rotule mécanique, par rapport aux formes plus complexes des surfaces articulaires de la hanche normale.

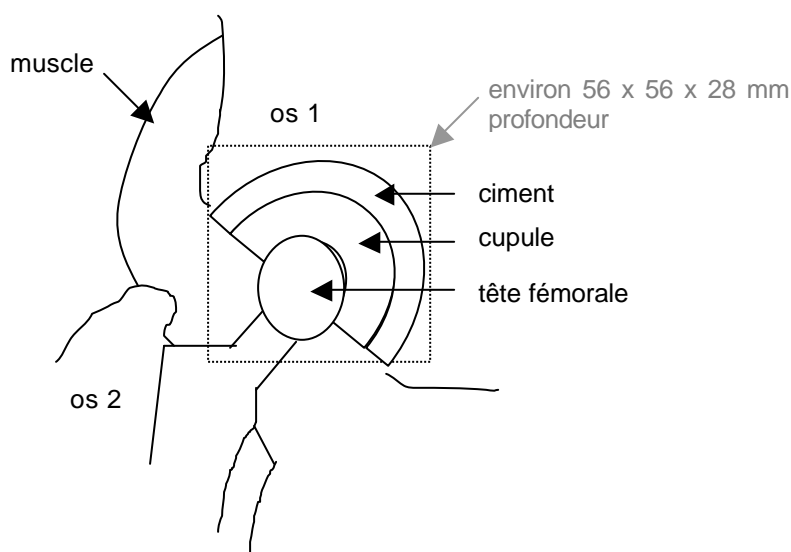
5.2.4 - Etape 4 : analyse des ressources substances - champs

L'objectif principal de cette étape est d'identifier les ressources disponibles (espace, temps, substances, champs) qui peuvent être utiles pour la résolution de ce problème.

5.2.4.1 - Définition de la zone opérationnelle (figure 5-4)

Dans le cas le plus simple, la zone opérationnelle est l'espace dans lequel se produit le conflit décrit dans le modèle du problème.

figure 5-4: zone opérationnelle



5.2.4.2 - Définition du temps opérationnel (figure 5-5)

Temps opérationnel : ce sont les ressources en temps disponibles, c'est-à-dire :

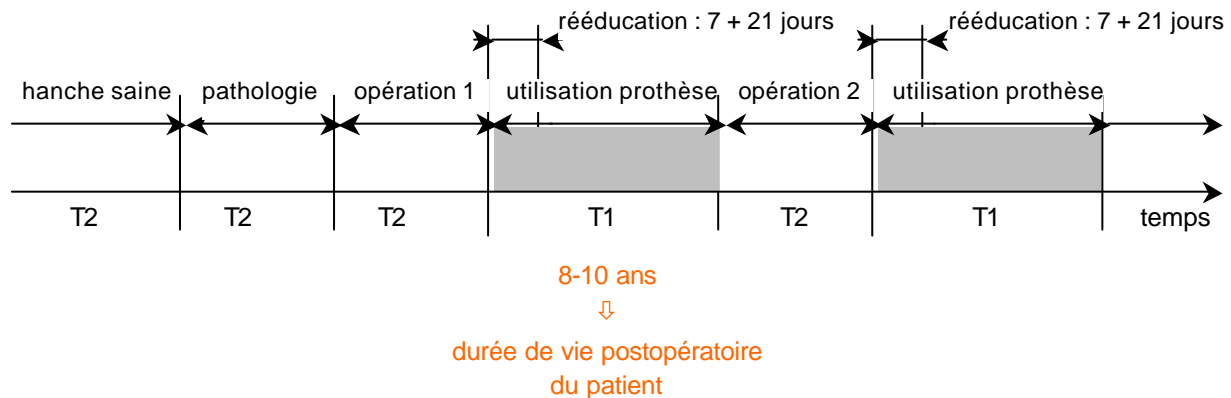
- ◆ lorsque le conflit apparaît (T1),
- ◆ avant le conflit (T2).

Un conflit peut généralement être éliminé (ou évité) pendant T2 [KHOM97].

Définition du temps : l'os 2, par les muscles, se déplace par rapport à l'os 1 (les centres de rotation doivent être alignés).

Définition du temps de conflit T1 : lorsque les muscles mettent l'os en mouvement (nous devons utiliser les forces musculaires pour superposer les centres de rotation).

figure 5-5 : temps opérationnel



Exactement après l'intervention, les centres géométriques de la tête fémorale et de la cupule doivent être les mêmes

et

doivent prendre la bonne position (c'est-à-dire, coïncider avec le centre de rotation mécanique défini par les muscles et les os).

5.2.4.3 - Définition des ressources substances – champs (sfr)

Nous voulons que, dans le temps, la tête fémorale prenne sa bonne position à l'intérieur de la cupule.

Les ressources spatiales disponibles pour atteindre cet objectif sont :

- ◆ le système analysé :
 - tête fémorale : forme, matériaux (résistance mécanique, rigidité, amortissement des chocs), fixation sur le col (système modulaire, monobloc), diamètre,
 - cupule : forme, matériaux (résistance mécanique, rigidité, amortissement des chocs), dimensions,
 - muscles, ligaments.
- ◆ l'environnement :
 - ciment : forme, épaisseur, matériaux (résistance mécanique, rigidité, amortissement des chocs),
 - grillage : forme, diamètre des armatures, dimensions des mailles, matériaux (résistance mécanique, rigidité, amortissement des chocs),

- col fémoral : forme, matériaux (résistance mécanique, rigidité, amortissement des chocs), dimensions,
 - tige fémorale,
 - os du fémur,
 - os acétabulaire : forme, épaisseur et qualité des parois, matériaux (résistance mécanique, élasticité, amortissement des chocs),
 - capsule, liquide synovial.
- ◆ le produit :
- forces de gravité à compenser,
 - activités du patient.

5.2.5 - Etape 5 : Formulation des hypothèses et des sous-problèmes

- ◆ Deux hypothèses :
- la non-coïncidence entre les centres de rotation géométriques et mécaniques variant en fonction des activités du patient :
le centre de rotation mécanique doit se déplacer en fonction de l'activité physique exercée par le patient
et
le centre de rotation géométrique doit rester fixe afin de réaliser une jonction solide entre les deux os,
 - des forces de frottement élevées dans la zone opérationnelle induisent un moment de torsion dû au frottement.
- ◆ Deux sous-problèmes :
- comment parvenir à faire coïncider les centres géométriques et mécaniques en dynamique au cours de la marche, de la montée d'escaliers, de la montée sur une chaise, la conduite d'un véhicule, la course, les activités professionnelles ou sportives du patient ?
 - comment réduire le frottement entre la tête fémorale et la cupule ?

Les forces engendrées par le frottement dépendent de la distribution des forces sur la cupule : elles doivent être réparties sur toute la surface de contact.

C'est un problème de matériaux appliqués et de lubrifiant.

Les facteurs qui déterminent le taux d'usure sont les suivants [HARK92] : le facteur de frottement des matériaux et leur fini de surface, la lubrification des surfaces articulaires, la charge ou la pression, la distance parcourue pendant chaque cycle et dépendant du diamètre de la tête fémorale, le nombre de cycles, la dureté des matériaux.

◆ Conclusions :

- les matériaux de la cupule et de la tête prothétique doivent être résistants d'un point de vue mécanique pour compenser les efforts appliqués, fonctions des activités du patient,
et
ils doivent être auto-adaptables afin que les centres de rotation géométriques et dynamiques coïncident;
- la solution idéale de ce sous-problème est l'os. Sa structure composite et poreuse est à la fois résistante mécaniquement et déformable;
- l'effet amortisseur de l'os est également nécessaire pour la cupule, la tête fémorale et le col prothétique;
- les particules d'usure, au lieu d'augmenter le facteur de frottement entre les deux surfaces articulaires, devraient le diminuer.

5.2.6 - Etape 6 : Nouvelle définition du problème

Problème initial : comment renforcer le ciment de scellement des prothèses de hanche ?

Le problème initial n'est pas celui du ciment. C'est celui de la distribution des forces lorsque la prothèse de hanche est en phase de service.

Si nous voulons augmenter la durée de vie de la cupule dans l'acetabulum, il est nécessaire de parvenir à la situation où le centre géométrique et le centre mécanique de rotation, fonctions de la géométrie des structures osseuses, des muscles, du lubrifiant et du mode de vie du patient, coïncident.

5.2.7 - Etape 7 : conclusions à ce stade de l'analyse avec TRIZ

- ◆ Le système fixation – prothèse est actuellement dans sa période de complication. Durant cette phase, les contradictions qui apparaissent sont résolues en ajoutant de nouveaux sous-systèmes (par exemple, un tissu métallique destiné à renforcer les propriétés mécaniques du ciment). Pour connaître plus précisément la position du système sur la courbe d'évolution des systèmes techniques (figure 5-1), afin de pouvoir choisir la bonne stratégie de résolution du problème, il serait nécessaire d'étudier le nombre de brevets ou d'inventions, le niveau des solutions innovantes et leur rentabilité en fonction du temps;
- ◆ on peut également constater que le système fixation - prothèse suit la loi de l'irrégularité de l'évolution des différentes parties du système, source de contradictions : « les composants d'un système technique évoluent de manière irrégulière. Les composants d'un système plus complexe évoluent de manière encore plus irrégulière ». Dans le système fixation – prothèse constituée de 2 implants, la pièce fémorale et sa fixation ont été étudiées et perfectionnées bien avant l'implant acétabulaire et sa fixation;
- ◆ il est nécessaire d'harmoniser les propriétés des matériaux prothétiques avec celles des tissus rencontrés dans le corps humain au voisinage de la prothèse selon une des lois statiques de l'évolution des systèmes techniques : la loi d'harmonisation. Un des grands mérites de Charnley a été de proposer une solution globale et innovante à son époque pour la restauration de la fonction articulaire de la hanche. Depuis, des solutions partielles ont été apportées qui ont un effet souvent néfaste sur une autre partie du système milieu vivant – prothèse. C'est une leçon que l'on peut tirer de l'histoire de l'arthroplastie de la hanche. Il semble essentiel de reprendre une démarche globale pour augmenter la durée de vie des implants et de ne pas privilégier une interface ou un composant par rapport à l'autre. Il serait intéressant d'examiner chacune des solutions partielles qui ont été apportées au cours de l'histoire de la restauration de la fonction articulaire de la hanche, avec leurs avantages et leurs inconvénients, de résoudre les contradictions qui génèrent ces inconvénients pour converger progressivement vers la solution « idéale », en n'oubliant pas que la cupule, de même que son mode de fixation sont des sous-systèmes du système « prothèse totale de la hanche » intégré lui-même dans le sur-système « corps humain » ;

-
- ◆ le système pourrait évoluer en respectant la loi de la croissance dynamique : pour accroître leur performance, les systèmes rigides doivent passer à une structure plus flexible, modifiable rapidement et adaptable aux changements de conditions de travail (cas de charge) et aux exigences de l'environnement (milieu vivant);
 - ◆ deux problèmes nous semblent également importants à résoudre :
 - les forces de frottement élevées dans la zone opérationnelle. Le résultat idéal serait que les particules d'usure n'existent pas ou qu'elles agissent comme un lubrifiant, au lieu d'augmenter l'effet dommageable du frottement. Elles ont à diminuer les forces de frottement au lieu de les accroître. Pour ce qui est du couple métal – polyéthylène, actuellement le plus répandu [LANG93], son optimisation dépend de plusieurs facteurs : usinage des surfaces articulaires, dimensions des pièces prothétiques, caractéristiques du polyéthylène et de celles de la surface de la tête fémorale. Si on améliore la dureté du polyéthylène, l'usure est réduite dans un premier temps, mais lorsque des débris d'usure se forment à moyen terme, ils sont plus durs et jouent le rôle d'abrasif, provoquant ainsi une usure par troisième corps. De plus, la pénétration au cours du temps d'une tête fémorale métallique dans une cupule en polyéthylène, due à la fois à la déformation plastique du polyéthylène et à son usure [SCHM98], supprime le jeu initial prévu par le fabricant [SCHN82] entre les deux surfaces articulaires, empêchant la circulation du liquide synovial entre ces deux surfaces. L'usure articulaire et le moment dû au frottement sont ainsi augmentés. Le fluage [SCHM98] diminue de manière exponentielle avec le temps, si bien qu'après les douze à dix-huit premiers mois d'utilisation de la prothèse la pénétration de la tête est essentiellement causée par l'usure. L'usure du polyéthylène de l'implant acétabulaire présente toutefois un avantage : la période initiale de plus grande usure du polyéthylène s'explique par l'adaptation progressive de la surface de contact du polyéthylène [SCHM98] à celle de la tête fémorale autour de laquelle elle s'articule. La surface de contact du polyéthylène s'use de manière à augmenter la congruence des surfaces articulaires. Il en résulte une plus grande surface de contact, une diminution des contraintes au contact et un plus faible taux d'usure. Cette propriété ne devrait pas être négligée dans la recherche d'une solution visant à réduire les forces de frottement dans la zone opérationnelle, l'usure du polyéthylène et le fluage de ce matériau;

- l'écart entre les centres de rotation géométriques et mécaniques en dynamique au cours des différentes activités du patient. Cet écart est peut-être une des causes de descellement chez les patients jeunes ayant une activité physique importante.
- ◆ une contradiction que doit surmonter le mode de fixation quel qu'il soit, avec ou sans ciment, de chacun des 2 implants est qu'il doit :
 - assurer un ancrage solide immédiat et à long terme de la prothèse dans l'os support
 - et
 - permettre un retrait facile de la prothèse, sans endommagement de l'os support, en cas d'arthroplastie de révision ;

Une première solution à court-terme pour augmenter la durée de vie des prothèses totales de hanche serait de proposer une nouvelle méthodologie permettant au chirurgien de définir les paramètres en 3D du centre de rotation géométrique des deux composants prothétiques, à la distance la plus courte possible (barycentre) des différents centres de rotation dynamique, ainsi que la mise en place, à la position choisie, des deux implants, en s'appuyant sur les systèmes de navigation actuels pour la chirurgie assistée par ordinateur. **Le moyen de fixation choisi doit permettre cette mise en place, sans que ses autres propriétés soient altérées.**

Une modélisation aux éléments finis de l'articulation prothétique soumise à un moment de torsion causé par le décalage entre les centres de rotation permettrait d'apprécier la contribution de ce phénomène au cisaillement de l'interface os – fixation de la prothèse.

Nous remercions Dmitry Kucharavy et Nikolai Khomenko, experts TRIZ, pour leur contribution à cette recherche.

\$ 1 (\$
! 6 " & " 1 (
\$ 1 #
\$ C 1
1 6 &
\$ 5 &

CONCLUSIONS

Dans cette étude, nous nous sommes intéressés à un mode de fixation des cupules de prothèses totales de hanche, le ciment PMMA de qualité chirurgicale, et nous avons cherché à savoir quels étaient les effets mécaniques et thermiques de la présence d'un tissu métallique au sein de ce ciment.

A l'issue de ce travail, il est d'ores et déjà possible de tirer quelques conclusions :

- ◆ dans les essais thermiques *in vitro*, le volume de métal des grillages FDCG et SKH noyés dans le ciment d'épaisseur 6 mm, sans contact avec l'extérieur, permet de réduire de quelques degrés les températures maximales de polymérisation ainsi que le temps d'exposition à ces températures relevées en plusieurs points des éprouvettes mais n'est pas suffisant pour conduire à lui seul à une température inférieure au seuil critique défini par les courbes d'endommagement cellulaire de Moritz et Henriques. Cependant, les essais réalisés ne tiennent compte ni de la surface réelle d'échange thermique entre l'os et le ciment au droit des interdigitations, ni de la conductivité thermique de l'os qui est le paramètre le plus important pour disperser la chaleur à l'interface. L'épaisseur du manteau de ciment doit rester faible. Il convient également que le grillage ne soit pas en contact direct avec l'os pour éviter tout risque de nécrose thermique, l'armature déplaçant le flux thermique vers la surface de l'os;
- ◆ l'étude surfométrique montre que la section des digitations du ciment dans l'os sous-chondral n'est pas suffisante pour reprendre les contraintes de cisaillement générées à l'interface par les différents cas de charge, le frottement entre les surfaces articulaires, le décalage entre les centres de rotation de la tête fémorale et de la cupule. L'intérêt d'une armature placée à proximité de cette interface et recouvrant la totalité de la surface acétabulaire est de rendre solidaire l'ensemble des digitations sur toute cette surface ;
- ◆ la modélisation aux éléments finis de l'ensemble cupule en polyéthylène – ciment et armature – os acétabulaire et périacétabulaire montre que la position d'un tissu métallique à proximité de l'interface ciment – os semble judicieuse si l'on veut renforcer le ciment, matériau fragile, en réduisant les contraintes maximales de traction. Le choix d'armer le ciment suivant ses deux plus grandes dimensions semble également pertinent.

La présence de chacun des 3 grillages à proximité de l'interface ciment – os réduit les valeurs maximales des contraintes normales, en traction comme en compression, et des 3 contraintes tangentielles dans le ciment pour les cas de charge étudiés (marche, montée et descente des escaliers, s'asseoir et se lever d'une chaise). Le grillage SKH, dont la section d'armatures est la plus importante, donne les meilleurs résultats. La section d'armatures de la Toilinox semble insuffisante dans les cas de charge étudiés. Chez des patients plus jeunes et plus actifs, d'autres cas de charge sont à prendre en compte. Les effets du retrait devraient être combinés à ceux des activités des patients. Il faudrait également faire varier, dans le modèle numérique, les propriétés mécaniques du support osseux qui peut être déficient et prendre en compte le frottement, l'excentricité des centres géométriques de la tête fémorale et de la cupule par rapport au centre de rotation naturel de la hanche, par l'intermédiaire des moments qu'ils engendrent. La présence éventuelle de géodes serait à envisager ;

- ◆ l'armature devrait être suffisamment souple pour pouvoir épouser la forme de la cavité acétabulaire du pelvis de chaque patient. C'est le cas de la Toilinox. A partir d'un certain diamètre de fils voisin de 0,30 mm, les grillages, trop rigides, deviennent difficiles à modeler. Le diamètre des fils ne devrait pas dépasser le dixième de l'épaisseur du manteau de ciment. L'intérêt d'un tissu métallique par rapport à un treillis soudé est d'autoriser une certaine déformation de l'armature pendant sa mise en place *in vivo*. S'il est indispensable que le grillage ne se déplace pas pendant l'injection du ciment et la mise en place de la cupule, sa forme ne doit pas non plus gêner sa mise en place qui doit être aisée et rapide. Les ouvertures de maille des grillages étudiés, au moins égales à 0,45 mm, favorisent la repousse et la colonisation osseuses aux endroits où le ciment n'a pas traversé le grillage, améliorant ainsi l'ancrage à moyen terme de la prothèse. Elles permettent le passage du ciment entre le grillage et la prothèse et assurent un enrobage suffisant des armatures, condition nécessaire pour une bonne adhérence ciment – tissu métallique. Le nombre élevé de nœuds de la Toilinox et du FDCG joue aussi un rôle important dans l'adhérence des matériaux du composite. Il paraît essentiel de ne pas rendre le grillage solidaire de la cupule, pour ne pas renforcer celle-ci au détriment de l'interface ciment – os, pour faciliter la mise en place du ciment et lui appliquer une pression suffisante. Les plots destinés à assurer une épaisseur minimale et constante de ciment sont à éviter. Ils empêchent d'exercer une pression suffisante sur le ciment et réduisent ainsi sa résistance mécanique ;

-
- ◆ si la porosité du ciment semble être un facteur déterminant des performances mécaniques du ciment, sa réduction entraîne une augmentation du phénomène de retrait et des fissures. Par ailleurs, le ciment est un vecteur pharmacologique possible et la porosité un support de diffusion locale, notamment pour les antibiotiques et les antimitotiques. La présence d'un tissu métallique au sein du ciment de scellement de l'implant acétabulaire est peut être une solution pour conserver les avantages de la porosité sans en avoir les inconvénients.
 - ◆ le cartilage, protège l'os adjacent en évitant qu'il soit exposé au liquide synovial, et donc la formation de géodes, dans l'acetabulum de la hanche naturelle. Nous avons vu, dans les essais de retrait gêné, que la présence d'un tissu métallique à proximité de l'interface fond du moule – ciment rendait le démoulage pratiquement impossible. On peut penser que la présence d'un tel grillage à proximité de l'interface os – ciment *in vivo* rend difficile l'accès du liquide synovial, et donc aussi des particules transportées par ce liquide, à l'os acétabulaire.
 - ◆ En 1973, Harris proposait de blinder l'implant lui-même en le revêtant d'un « metal-back » plutôt que d'armer le support osseux acétabulaire. Il nous semble préférable de renforcer un support osseux acétabulaire défaillant ou de le substituer par le matériau composite ciment - armature pour lui restituer sa résistance mécanique, et réduire une déformabilité excessive, plutôt que d'armer une cupule qui n'en a pas besoin, comme c'est le cas d'un grillage SKH ou d'un « metal-back ». Dans le cas d'un support osseux de bonne qualité, le grillage sert uniquement à renforcer les propriétés mécaniques du ciment, à améliorer l'ancrage du ciment dans l'os et à limiter le risque de nécrose thermique. Lorsque le support osseux est de qualité médiocre, l'armature joue un autre rôle : celui de réaliser un pont entre deux zones saines de l'acetabulum, dans le cas d'acétabuloplasties avec greffe osseuse et vraisemblablement aussi en cas d'ostéoporose ou en présence de géodes. L'armature ne protège pas seulement la reconstruction par greffe de contraintes excessives ou du ciment, mais, avec le ciment, elle se substitue à l'os sous-chondral en fonctionnant comme une membrane qui transmet directement les efforts à l'os cortical du pelvis et en restituant à l'acetabulum sa rigidité structurelle. Elle prévient ainsi la migration de la cupule que l'os spongieux n'est pas en mesure d'empêcher. Le choix de la section d'armatures dépend à la fois de la qualité de l'os support et des activités du patient. Dans certains cas, un grillage de type Toilinox ou fond de cotyle grillagé peut suffire, dans d'autres un bouclier de Burch-Schneider se révèle nécessaire.

Ce travail de recherche a permis de mettre en évidence certains paramètres à prendre en compte dans l'association PMMA – tissu métallique du matériau composite de scellement des implants acétabulaires des prothèses totales de hanche cimentées. Nous pensons qu'il serait bon de poursuivre la modélisation aux éléments finis en prenant en compte d'autres cas de charge, et surtout le phénomène de retrait, et de vérifier expérimentalement le rôle d'armature de couture du grillage à l'interface ciment – os soumis à des contraintes de cisaillement. La flexion localisée du ciment en présence de géodes devrait aussi être étudiée.

GLOSSAIRE A L'USAGE DES INGENIEURS

Sauf indication contraire, les définitions qui suivent sont extraites du Larousse Médical [LARO02].

Abduction : mouvement par lequel un membre ou un segment de membre s'écarte du plan de symétrie du corps [DICT87].

Les muscles capables de provoquer l'abduction sont dits **abducteurs**.

Acetabulum : cavité articulaire creuse de l'os iliaque. L'acetabulum comprend deux parties : un rebord osseux saillant hémicirculaire, tapissé de cartilage, et un fond en retrait, non articulaire, où s'insère le ligament de la tête fémorale, relié à la tête du fémur.

Adduction : mouvement qui rapproche du plan de symétrie du corps un membre ou un segment de membre [DICT87].

Les muscles provoquant une adduction sont dits **adducteurs**.

Ankylose : limitation totale de la mobilité d'une articulation. Due à des lésions de l'articulation, l'ankylose est presque toujours irréversible et ne doit donc pas être confondue avec la raideur articulaire qui, elle, est transitoire. Elle peut être la conséquence d'un traumatisme (fracture articulaire), d'une inflammation (arthrite aiguë ou chronique, rhumatisme polyarticulaire) ou d'une **arthrodèse** (fusion chirurgicale des os de l'articulation). Pour les ankyloses complètes, le seul traitement est chirurgical.

Antérieur : vers l'avant. On dit aussi : **ventral** [BESN95].

Antimitotique : médicament utilisé dans le traitement chimiothérapique de certains cancers.

Arthrite : toute affection inflammatoire, aiguë ou chronique, qui frappe les articulations.

Si une seule articulation est atteinte, on parle de **monoarthrite** ; lorsque 2, 3 ou 4 articulations sont touchées, d'**oligoarthrite** ; au-delà, de **polyarthrite**.

Une arthrite qui dure plus de 3 mois est dite chronique.

L'arthrite se caractérise par des douleurs souvent nocturnes pouvant réveiller le malade. Le matin, les articulations ne retrouvent leur mobilité qu'après une période d'échauffement, dont la durée constitue un bon témoin du degré d'inflammation.

On distingue quatre catégories d'arthrite :

- ◆ les **arthrites inflammatoires aseptiques** (**polyarthrite rhumatoïde, spondylarthrite ankylosante, polyarthrite chronique juvénile, ...**), dont l'inflammation synoviale est de cause inconnue. Certaines arthrites inflammatoires aseptiques peuvent entraîner des déformations ou des destructions articulaires nécessitant parfois une arthroplastie, voire une arthrodèse ;
- ◆ les **arthrites septiques** dues à la présence d'un germe dans l'articulation ;
- ◆ les **arthrites microcristallines** dues à la présence de cristaux dans l'articulation ;
- ◆ enfin, les arthrites, ou **arthropathies**, nerveuses, dues à certaines maladies du système nerveux.

Arthrodèse : intervention chirurgicale consistant à bloquer définitivement une articulation par une fusion osseuse, afin de la rendre indolore et stable.

Arthroplastie : intervention chirurgicale consistant à rétablir la mobilité d'une articulation en créant un nouvel espace articulaire. Les indications sont nombreuses, notamment en cas d'arthrose, d'arthrite, de traumatismes, ou encore en cas d'ablation de tumeurs malignes obligeant à une reconstruction de l'articulation touchée.

Arthrose : affection articulaire, d'origine mécanique, et non inflammatoire, caractérisée par des lésions dégénératives des articulations, associées à une prolifération du tissu osseux sous-jacent. L'arthrose, qui se manifeste surtout après 60 ans, est trois fois plus fréquente chez la femme que chez l'homme.

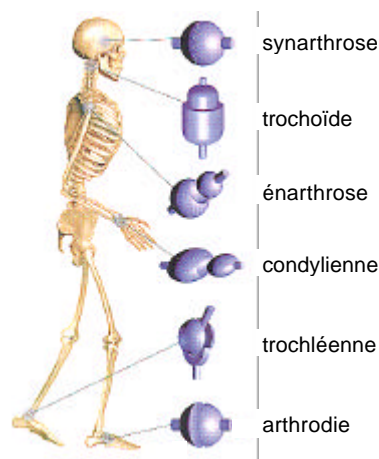
Bien qu'elle ne soit pas au sens strict la conséquence du vieillissement, sa fréquence augmente lorsque le cartilage n'a plus ses qualités originelles de souplesse, d'élasticité, de glissement. La lésion du cartilage articulaire est parfois d'origine traumatique. Des défauts génétiques de fabrication sont également susceptibles de la favoriser.

Un cartilage normal, soumis à des contraintes anormales du fait d'une articulation mal constituée ou d'une activité sportive ou professionnelle trop intense, peut se fissurer et favoriser le développement d'une arthrose. La douleur qu'elle occasionne est "mécanique": elle apparaît après tout effort soutenu et disparaît au repos, ne gênant pas le sommeil. Au réveil, elle est souvent pénible pendant quelques minutes (déroutillage).

Articulation : ensemble des éléments par lesquels les os s'unissent les uns aux autres. On distingue plusieurs types d'articulations classés d'une part selon leur degré de mobilité, d'autre part selon la forme des surfaces articulaires.

Classification selon la forme :

figure G-1 : types d'articulations du corps humain [LARO02]



- ◆ les **arthrodies** (figure G-1) : les articulations planes entre le tarse et les métatarsiens (pied) se limitent à de faibles glissements ;
- ◆ les **trochléennes** (figure G-1 : surfaces en forme de poulie) : l'articulation en forme de poulie (coude, chevilles et phalanges) n'assure que les mouvements de flexion – extension ;
- ◆ les **trochoïdes** (figure G-1 : surfaces en forme de cylindre, l'un concave, l'autre convexe) : l'articulation cylindrique entre l'atlas (première vertèbre cervicale) et l'axis (deuxième vertèbre cervicale) permet la rotation de la tête ;
- ◆ les **énarthroses** (figure G-1 : surfaces en forme de segments de sphère, l'un concave, l'autre convexe) : l'articulation sphérique de la hanche (ou de l'épaule) permet pratiquement tous les mouvements ;
- ◆ les **condyliennes** (figure G-1 : segments d'ellipsoïde convexe et concave) : l'articulation ellipsoïdale du poignet assure la flexion – extension et la latéralité.

Classification selon la mobilité :

- ◆ les **synarthroses** sont immobiles. Elles sont rugueuses, irrégulières ou dentelées. Les os sont réunis, soit par du cartilage, soit par un tissu fibreux. C'est le cas des os du crâne.
- ◆ les **amphiarthroses** sont semi-mobiles. Les os sont réunis par des ligaments interosseux et des ligaments périphériques. C'est le cas des articulations du rachis.
- ◆ les **diarthroses** sont très mobiles. Elles se composent de deux surfaces articulaires lisses recouvertes de **cartilage**, d'une **capsule articulaire** et de **ligaments** qui relient les os entre eux, enfin d'une **synoviale**, membrane fine tapissant l'intérieur de la capsule. Cette membrane sécrète un liquide incolore, visqueux et filant qui lubrifie l'articulation : le **liquide synovial**.

La solidité de l'articulation est assurée par la capsule, les ligaments et par les muscles, attachés aux os par des tendons. C'est le cas par exemple de la hanche, du genou et du coude.

-
- Canal médullaire :** partie centrale des os longs qui contient la moelle osseuse.
- Capsule articulaire :** manchon fibreux qui s'attache au pourtour des surfaces articulaires de deux os unis l'un à l'autre et qui s'épaissit par endroits en ligaments.
- Cartilage :** tissu conjonctif qui constitue le squelette chez l'embryon, et qu'on trouve en petite quantité chez l'adulte, notamment au niveau des surfaces osseuses de certaines articulations. Le cartilage, lamelle blanche, lisse, souple, résistante et élastique, est formé de cellules, les **chondrocytes**, qui assurent son renouvellement, de fibres de collagène et de substance fondamentale, faite surtout de protéoglycanes (grosses molécules spongieuses).
- Il existe différents types de cartilage : le cartilage de conjugaison, le cartilage élastique, le fibrocartilage et le cartilage hyalin.
- Le **cartilage hyalin** est un tissu blanc, nacré, élastique, qui recouvre les surfaces osseuses des articulations. Grâce à ses propriétés d'amortissement et à son coefficient de glissement remarquable, il favorise les mouvements des extrémités osseuses. Son épaisseur est fonction de la pression supportée par l'articulation. Par exemple, l'épaisseur moyenne du cartilage des genoux est de 7 millimètres. Le cartilage hyalin permet d'amortir les chocs en répartissant les pressions sur toutes les surfaces articulaires. par ailleurs, il existe entre les deux surfaces cartilagineuses d'une articulation une pression légèrement négative qui les maintient en contact.
- Le cartilage s'use avec l'âge.
- Le cartilage de conjugaison n'existe que chez les enfants : c'est la zone de croissance osseuse.
- Caudal :** vers la queue, vers le bas [BESN95].
- Celluloïd :** matière plastique très inflammable, formée de nitrocellulose plastifiée par du camphre [DICT87].

- Chondrocyte :** voir **cartilage**.
Du gr. khondros, « cartilage » et kutos, « cavité, cellule ».
- Circumduction :** mouvement faisant décrire à un membre un cône dont l'articulation forme le sommet [DICT87].
- Coaptation :** en biologie, ajustement géométrique parfait de deux organes construits séparément au cours du développement.
- Condyle :** portion osseuse, en forme de segment de sphère, constituant une partie de certaines surfaces articulaires.
Les deux condyles fémoraux, latéral et médial, s'appuient chacun sur un plateau tibial (extrémité supérieure du tibia) par l'intermédiaire d'un ménisque.
- Cortical :** voir **os**.
- Coxarthrose :** arthrose de la hanche.
- Coxite :** inflammation de l'articulation (arthrite) **coxofémorale**.
Une coxite peut être due à une maladie inflammatoire (polyarthrite rhumatoïde, spondylarthrite ankylosante) ou infectieuse (brucellose).
- Coxofémorale** de la hanche.
- Coxopathie :** toute affection de la hanche, quelles que soient sa nature et sa cause.
- Crânial :** vers la tête, vers le haut [BESN95].
- Cytologie :** voir **morphologie**.
- Décubitus :** attitude du corps allongé sur un plan horizontal.
Le décubitus peut être dorsal, ventral, latéral droit ou gauche.
- Diaphyse :** voir **os**.
- Diarthrose :** voir **articulation**.

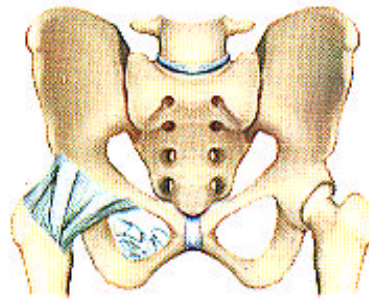
Distal :	vers l'extrémité du membre [BESN95]. Les doigts sont la partie distale du membre supérieur par rapport au tronc. Le mot s'emploie par opposition à proximal .
Dorsal :	vers l'arrière. On dit aussi : postérieur [BESN95].
Dysplasie :	anomalie du développement d'un organe ou d'un tissu entraînant des lésions et un trouble du fonctionnement.
Enarthrose :	voir articulation .
Epiphyse :	voir os .
Etiologie :	étude des causes des maladies.
Extenseur :	muscle étendant un segment de membre sur l'autre.
Extension :	mouvement déterminant l'ouverture de l'angle formé par deux os articulés (par opposition à la flexion) [DICT87].
Externe :	vers l'extérieur, par rapport à l'axe médian. On utilise de plus en plus le terme latéral [BESN95].
Fascia :	membrane fibreuse recouvrant des muscles ou une région du corps. Les fascias ont un rôle de soutien et de protection. Le fascia lata est tendu, en forme de bande, le long de la face externe de la cuisse, entre le bassin et le tibia.
Fémur :	os long qui forme le squelette de la cuisse.
Fibroblaste :	chacune des cellules fusiformes qui, disposées en faisceaux, constituent l'essentiel du tissu conjonctif de l'organisme.
Fléchisseur :	muscle ou groupe de muscles dont l'action provoque la flexion.
Flexion :	mouvement par lequel l'angle que forment deux segments osseux articulés se ferme (par opposition à l'extension) [DICT87].

- Frontal :** voir **plan frontal**.
- Géode :** cavité osseuse pathologique donnant sur les clichés radiographiques une image radiotransparente. Les géodes ont des causes diverses. On peut les rencontrer dans certaines formes d'arthrose, de polyarthrite rhumatoïde et dans différentes tumeurs osseuses.
- Hématopoïèse :** ensemble des mécanismes qui assurent la production continue et régulière des différentes cellules sanguines. Chez l'homme, l'hématopoïèse est assurée par la moelle osseuse.
- Histologie :** voir **morphologie**.
- Hyalin :** voir **cartilage**.
- Hydroxyapatite :** principal constituant minéral [SUCH98] des dents et des os (formule chimique : $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$).
Céramique bio-active.
- Incongruence articulaire :** mauvaise adaptation de deux surfaces articulaires entre elles.
- Indication :** maladie, cas pour lesquels tel traitement est indiqué [DICT87].
- Interne :** vers l'intérieur, par rapport à l'axe médian. On utilise de plus en plus le terme **médial** [BESN95].
- Kyste :** cavité pathologique située dans un organe ou dans un tissu, contenant une substance liquide, molle ou plus rarement solide, et limitée par une paroi qui lui est propre.
- Lacune :** perte de substance d'un tissu, quelle qu'en soit la cause.
- Latéral :** vers l'extérieur, par rapport à l'axe médian [BESN95].
- Ligament :** bande de tissu conjonctif blanchâtre, très résistant, entourant les articulations. Une articulation comprend souvent de nombreux ligaments (figure G-2).

Certains sont individualisables et indépendants (ligaments croisés du genou), d'autres ne sont que de simples renforcements d'une capsule articulaire.

Ils maintiennent les surfaces articulaires en contact et limitent les mouvements des articulations à leur amplitude normale.

figure G-2 : ligaments de l'articulation coxo-fémorale [LARO02]



**Locomoteur
(appareil) :**

l'appareil locomoteur assure les déplacements du corps et ses différents mouvements. Il est constitué par le squelette, les muscles dits squelettiques (par opposition aux muscles lisses, qui assurent les mouvements des viscères) et le système nerveux. Sur les os, qui sont à la fois articulés entre eux et unis par de solides ligaments, viennent s'insérer les muscles, soit directement, soit par l'intermédiaire de tendons. La position, la contraction et le degré d'étirement de chaque muscle sont transmis au cerveau, qui, à chaque instant, renvoie des ordres afin de coordonner les mouvements simultanément (contraction des muscles fléchisseurs de la jambe et relâchement des muscles extenseurs, par exemple) et chronologiquement ; le système nerveux intervient également en permanence dans le maintien de l'équilibre.

Macrophage :

grande cellule ayant la propriété d'ingérer et de détruire les grosses particules (cellules lésées ou vieilles, particules étrangères, bactéries) par phagocytose. Les macrophages constituent le premier mécanisme de défense cellulaire contre les agents infectieux.

Médial :

vers l'intérieur, par rapport à l'axe médian [BESN95].

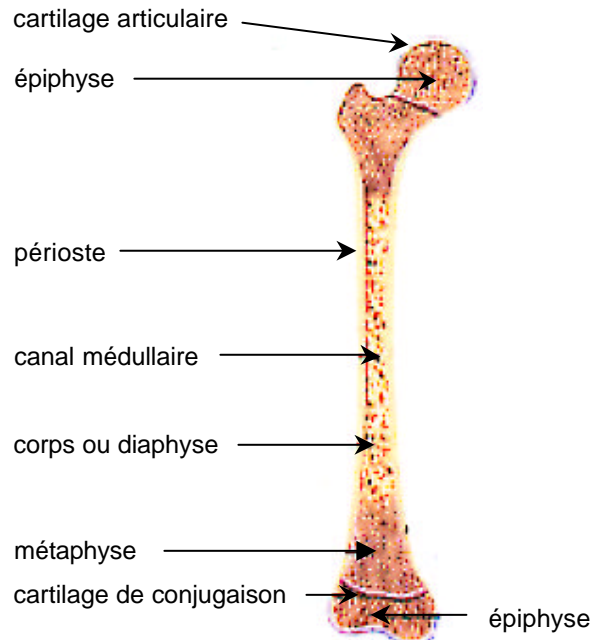
- Médiateur :** substance chimique par laquelle une cellule exerce ses effets. parmi elles se trouvent les cytokines, protéines sécrétées par certaines cellules (lymphocytes, monocytes ou macrophages) et participant à la régulation du système immunitaire.
- Médullaire :** voir **canal médullaire**.
- Métaphyse :** voir **os**.
- Morphologie :** étude de la forme et de la structure externes des êtres vivants dans les différentes sciences biologiques.
L'anatomie est l'étude de la morphologie du corps. L'histologie est celle de la morphologie des tissus et la cytologie, celle de la morphologie des cellules.
- Nécrose osseuse :** mort d'un fragment de tissu osseux, due à une interruption de la circulation sanguine, aboutissant à un infarctus osseux.
- Os :** structure rigide, fortement minéralisée, constituant le squelette de l'homme et des vertébrés.
Outre son rôle de soutien, l'os représente l'essentiel des réserves de l'organisme en calcium, élément ont la constance du taux dans le sang est indispensable à de nombreuses fonctions physiologiques.
L'os est un tissu conjonctif de soutien à structure lamellaire. Sa surface est recouverte par le périoste, membrane conjonctive présente chez l'adulte comme chez l'enfant, qui permet la croissance osseuse en épaisseur et la fabrication des cals en cas de fracture.
Au-dessous se trouve une lame d'os dense, particulièrement résistante, semblable à de l'ivoire : l'os **cortical**, ou os compact. Sous cette lame, l'os est beaucoup moins dense : c'est l'os **spongieux**, ou os **trabéculaire**.
Il contient la moelle osseuse rouge, qui fabrique les cellules sanguines (globules rouges, globules blancs et plaquettes).

Le tissu osseux est constitué par une trame protéique, la zone ostéoïde, essentiellement constituée de collagène, par une fraction minérale constituée de calcium et de phosphore, et par trois familles de cellules :

- ◆ les **ostéoblastes** et les **ostéocytes**, qui élaborent la matrice osseuse,
- ◆ les **ostéoclastes**, qui la détruisent.

On distingue, selon leur forme, les os plats (os de la voûte du crâne, côtes, omoplates, sternum), les os courts (os du carpe ou du tarse, vertèbres) et les os longs (fémur, tibia, péroné, humérus, cubitus, radius). Les os longs (figure G-3) présentent une partie moyenne, la **diaphyse**, et deux extrémités, les **épiphyse**, revêtues de cartilage et formant les surfaces articulaires. Entre la diaphyse et l'épiphyse, le diamètre osseux s'élargit progressivement : cette zone de transition est appelée **métaphyse**.

figure G-3 : os long du fémur [LARO02]



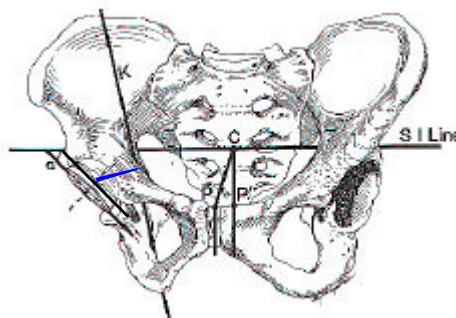
Le cartilage de conjugaison, situé entre la métaphyse et l'épiphyse, matérialise la zone de croissance en longueur des os longs. Il n'existe que chez les enfants.

Ostéoarthrite : voir **arthrite**.

- Ostéolyse :** résorption du tissu osseux.
- Ostéonécrose :** voir **nécrose osseuse aseptique**.
- Ostéopénie :** voir **ostéoporose**.
- Ostéophyte :** excroissance osseuse développée au pourtour d'une surface articulaire dont le cartilage est altéré par l'arthrose.
Les ostéophytes témoignent des tentatives de réparation de l'organisme. Sur le **rachis**, ils forment ce que l'on appelle des "becs-de-perroquet".
Les ostéophytes, extra-articulaires, ne gênent pas le fonctionnement de l'articulation, mais augmentent le volume osseux. Indolores, même lorsqu'ils sont de dimension importante, ils ne nécessitent pas de traitement spécifique.
- Ostéoporose :** diminution progressive de la trame protéique de l'os, qui reste cependant normalement minéralisé.
L'allègement de la trame protéique osseuse est un phénomène naturel, appelé **ostéopénie** physiologique, lié au vieillissement du squelette. L'ostéoporose est caractérisée par l'exagération de ce processus, du fait d'un déséquilibre entre l'activité des ostéoblastes (cellules assurant la formation du tissu osseux) et celle des ostéoclastes (cellules assurant la destruction du tissu osseux). Pour un même volume, l'os est moins dense, donc plus fragile.
- Ostéosclérose :** accroissement de la densité osseuse, souvent en réaction à une lésion de voisinage.
- Ostéosynthèse :** réassemblage des fragments osseux d'une fracture à l'aide de vis, d'agrafes, de plaques vissées, de clous, de broches ou de tout autre moyen mécanique.
- Ostéotomie :** section chirurgicale d'un os afin de modifier son axe, sa taille ou sa forme.

Pathologie neuro-trophique (Tabès) :	voir Tabès
Pelvis :	partie inférieure du bassin osseux.
Plan frontal :	expose une vue de face [BESN95].
Plan sagittal :	expose une vue de profil [BESN95].
Plan horizontal ou transversal :	plan de coupe perpendiculaire à l'axe vertical [BESN95].
Polyarthrite chronique juvénile :	voir arthrite .
Polyarthrite rhumatoïde :	maladie rhumatismale inflammatoire caractérisée par une atteinte de la synoviale (membrane conjonctive tapissant la face interne des articulations). De cause inconnue, elle fait partie des maladies auto-immunes, au cours desquelles l'organisme produit des anticorps (facteur rhumatoïde) dirigés contre ses propres tissus.
Postérieur :	vers l'arrière. On dit aussi : dorsal [BESN95].
Principe actif :	composant d'un médicament doué d'un pouvoir thérapeutique.
Protrusion acétabulaire :	Sutherland et col. considèrent qu'il y a protrusion acétabulaire lorsque la distance (figure G-4 : ligne bleue) du centre de rotation de la hanche à la ligne de Kohler (K) est inférieure à 26 mm [SUTH82]. Cette valeur varie en fonction du sexe.

figure G-4 : ligne de Kohler [SUTH82]



- Proximal :** vers la racine du membre [BESN95]. L'épaule est la partie proximale du membre supérieur par rapport au tronc.
Le mot s'emploie par opposition à **distal**.
- Pseudarthrose :** fausse articulation qui se forme au niveau d'une fracture dont la consolidation spontanée est impossible.
Du gr. pseudês, « menteur », impliquant une idée de fausseté, d'approximation, d'apparence trompeuse et du gr. arthron, « articulation » [DICT87].
- Rachis :** synonyme : colonne vertébrale.
- Résection :** ablation chirurgicale, par voie conventionnelle ou par voie endoscopique, d'un fragment d'organe ou de tissu.
Du lat. resecare, « enlever en coupant » ; « biffer, trancher » [DICT87].
- Rhumatisme :** toute affection douloureuse, aiguë ou - le plus souvent – chronique, qui gêne le bon fonctionnement de l'appareil locomoteur.
- Sagittal :** voir **plan sagittal**.
- Santayana George :** philosophe et poète américain d'origine espagnole [DICT87].
(1863-1952) Reprenant les thèses d'Aristote, il fonde sa conception du monde à la fois sur le subjectivisme et sur le matérialisme mécaniste : la Vie de la raison (1905-1906), le Règne de la matière (1930), le Règne de l'esprit (1940).
- Sous-chondral (os) :** os compact et dense situé sous le cartilage.
Du gr. khondros, « cartilage »
- Spondylarthrite ankylosante :** voir **arthrite**.
- Spongieux :** voir **os**.

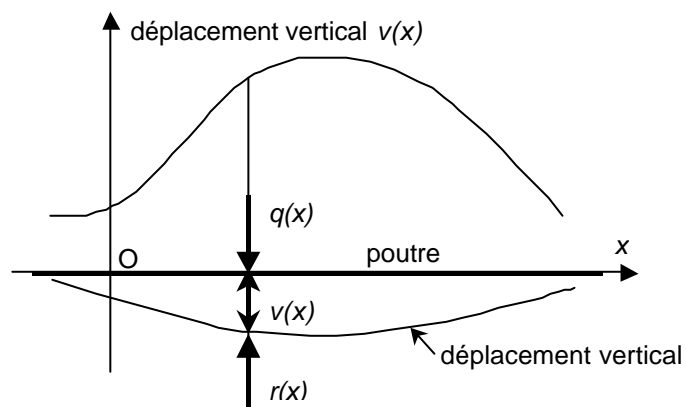
-
- Synoviale :** membrane qui tapisse l'intérieur de la capsule des articulations mobiles. La synoviale est entourée par la **capsule articulaire** et par des **ligaments**. Elle contient et produit un liquide lubrifiant appelé synovie, qui facilite le glissement des surfaces articulaires.
- Tabès :** manifestation neurologique tardive de la syphilis. On observe une ataxie (absence de coordination des mouvements), une instabilité en position debout, un trouble du repérage –yeux fermés – de la position des segments de membre, des troubles trophiques (destruction indolore des articulations, de la peau).
- Tendon :** tissu fibreux par l'intermédiaire duquel un muscle s'attache à un os.
- Trabéculaire (os) :** spongieux. Voir **os**.
- Trophique :** qui concerne la nutrition des tissus.
- Ventral :** vers l'avant. On dit aussi : **antérieur** [BESN95].
- Valgus :** qui s'écarte vers l'extérieur par rapport à l'axe du corps.
- Varus :** qui s'écarte vers l'intérieur par rapport à l'axe du corps.

GLOSSAIRE A L'USAGE DES MEDECINS

Adhérence : force de frottement qui s'oppose au glissement [DICT87].
voir **frottement (coefficient de)**.

Analyse spectrale : Détermination des constituants d'une matière par examen soit du spectre d'émission du corps étudié porté à l'incandescence (raies brillantes sur fond sombre) soit du spectre d'absorption du corps interposé sur le trajet d'un faisceau de lumière blanche (raies sombres sur fond coloré). La position des raies est caractéristique des éléments constituant la matière étudiée [www.granddictionnaire.com].

Appuis élastiques : soit une poutre droite horizontale de section constante soumise à des charges verticales $q(x)$ et reposant sur un appui continu élastique. L'axe x est l'horizontale passant par la fibre moyenne de la poutre [ALBI82].



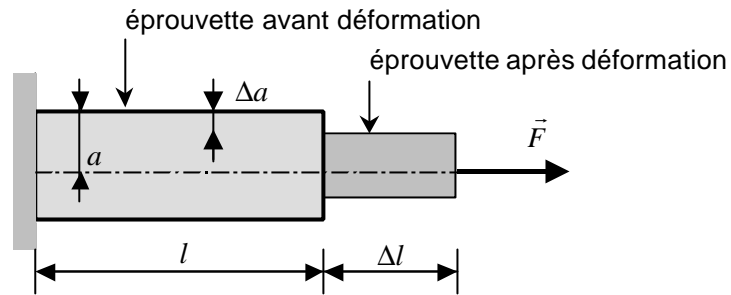
par définition de l'appui élastique, la réaction d'appui $r(x)$ au point d'abscisse x est proportionnelle au déplacement vertical $v(x)$ de la section d'abscisse x :

$$r(x) = kv(x) \text{ avec } k = bc = \text{constante}$$

b : largeur de l'appui

c : coefficient caractéristique de la raideur de l'appui, appelé « module de réaction ».

- Calandrage :** opération consistant à traiter à la calandre.
Calandre : machine composée de cylindres et servant à fabriquer des feuilles (métal, plastique, etc.), à lustrer et à lisser des étoffes ou à glacer du papier.
Du grec kulindros, « cylindre » [DICT87].
- Capacité calorifique C :** c'est une mesure de l'énergie thermique qu'il faut ajouter ou retrancher à un système pour modifier sa température.
Soit un corps de masse m , dont la température est élevée de θ_1 à θ_2 . La quantité de chaleur nécessaire est :
- $$Q = m c (\theta_1 - \theta_2)$$
- avec :
- c **chaleur massique**, en J / (kg°C) (appelée aussi capacité thermique massique).
 $C = mc$, **capacité calorifique du corps**, en J/ °C : quantité de chaleur nécessaire pour élever la température du système de 1°C.
- Capteur :** de technologies extrêmement variées, les capteurs (microphone, accéléromètre, jauges extensométriques, etc.) transforment une grandeur physique $y(t)$ (pression acoustique, vibrations, contraintes, déformations, etc.) en tension électrique $U(y(t))$, de façon généralement proportionnelle.
- Catalyseur :** substance qui modifie, sans subir elle-même d'altération appréciable, la vitesse d'une transformation chimique [DICT87].
Catalyseurs de polymérisation : peroxydes, persulfates.
- Chaleur massique :** voir **capacité calorifique**.
- Cisaillement (contrainte de):** Contrainte ou composante de la contrainte s'exerçant tangentiellement à un plan donné [www.granddictionnaire.com].
voir **contrainte**.

Coefficient de Poisson :

L'allongement (ou le raccourcissement dans le cas d'une compression) unitaire $\frac{\Delta l}{l}$ d'une éprouvette soumise à une force de traction F est accompagné d'une contraction (ou dilatation dans le cas d'une compression) unitaire transversale $\frac{\Delta a}{a}$ (sans dimensions) [ALBI82].

Dans le **domaine élastique**, le rapport $\frac{\frac{\Delta a}{a}}{\frac{\Delta l}{l}} = \nu$ est constant.

La constante ν est le **coefficient de Poisson**.

On admet que pour l'acier : $\nu = 0,30$.

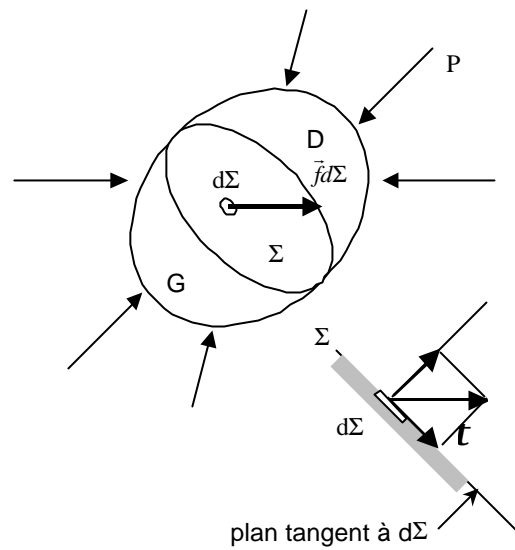
voir **déformation**.

Conductivité thermique l : **flux thermique** (W/(m.K)) par mètre carré, traversant un mètre d'épaisseur de matériau pour une différence de température d'un kelvin entre les deux faces de ce matériau [Th-U01].

Colloïde : substance qui, dissoute dans un solvant, forme des particules de très petit diamètre, les micelles (de 2 à 200 micromètres) [DICT87].

Contrainte : coupons un solide en deux parties gauche G et droite D par une surface Σ [ALBI82].

La partie D est en équilibre sous l'action des forces extérieures P qui lui sont appliquées et des actions exercées par la partie G sur la partie D à travers Σ . On admet que ces actions interviennent sous forme de forces élémentaires $\vec{f} d\Sigma$ transmises par l'élément de surface $d\Sigma$ de Σ .



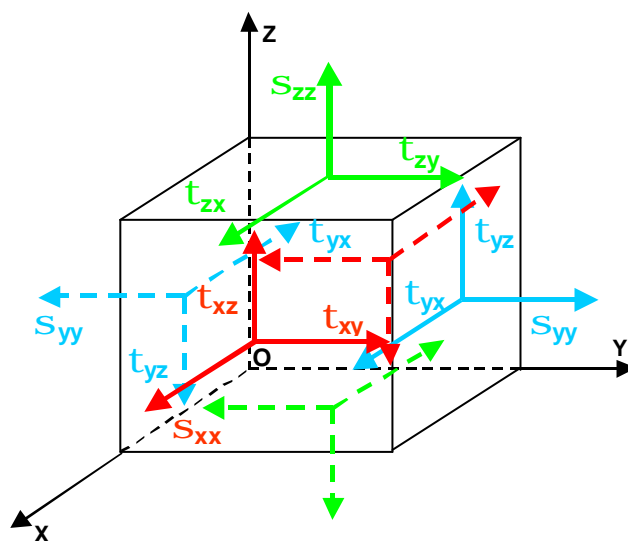
\vec{f} (N/m^2) est le vecteur contrainte.

La composante de \vec{f} suivant la normale (ou perpendiculaire) à $d\Sigma$ est la **contrainte normale** \vec{S} (en N/m^2).

La composante de \vec{f} suivant le plan tangent à $d\Sigma$ est la **contrainte tangentielle** (ou contrainte de **cisaillement**) \vec{t} (en N/m^2).

NOTATIONS :

considérons, au point O du repère orthonormé $(O, \vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$, un cube élémentaire dont les côtés sont parallèles aux axes du repère [TIMO48].



Souvent, la lettre σ est employée pour désigner les contraintes normales et la lettre τ pour désigner les contraintes de cisaillement (ou contraintes tangentielles). Parfois, contraintes normales et contraintes tangentielles sont désignées par la même lettre σ .

Pour indiquer la direction du plan sur lequel agit la contrainte, des indices sont utilisés. Le premier indice indique la direction de la normale (i.e. perpendiculaire) au plan considéré et le deuxième indice la direction de la composante elle-même. Par exemple, pour les 2 faces du cube élémentaire perpendiculaires à l'axe \bar{Y} , les composantes normales sont désignées par σ_{yy} .

Une contrainte de traction est comptée positivement, une compression négativement. La contrainte de cisaillement se décompose en deux composantes parallèles aux axes du repère. Par exemple, pour les 2 faces du cube élémentaire perpendiculaires à l'axe \bar{Y} , les composantes seront désignées par τ_{yx} pour celle qui agit dans la direction \bar{X} et par τ_{yz} celle qui est parallèle à l'axe \bar{Z} . Les composantes des contraintes de cisaillement sont comptées positivement lorsque la contrainte normale de traction sur la facette considérée est dirigée vers le sens positif de l'axe (ex. σ_{yy} sur la facette droite). En suivant cette règle, les sens positifs de la contrainte normale et des composantes de la contrainte de cisaillement agissant sur le côté droit du cube élémentaire coïncident avec les sens positifs des axes du repère. Les sens positifs des contraintes sont tous inversés du côté gauche.

Par ailleurs, pour deux faces perpendiculaires d'un cube élémentaire les composantes des contraintes de cisaillement perpendiculaires à l'intersection des deux faces sont égales.

On a : $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{zx} = \tau_{xz}$

Les 6 quantités σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz} , τ_{xy} , τ_{yz} , τ_{zx} sont suffisantes pour déterminer la contrainte agissant en un point dans les 3 plans principaux du repère et sont appelées composantes de la contrainte au point considéré. Ces 6 composantes sont suffisantes pour déterminer la contrainte sur tout plan passant par ce point, quelle que soit l'orientation de ce plan.

Voir aussi **déformation**.

Contrainte normale : voir **contrainte**.

Contrainte principale : lorsque les **contraintes tangentielles** sont nulles, les **contraintes normales** sont appelées contraintes principales.
voir **contrainte**.

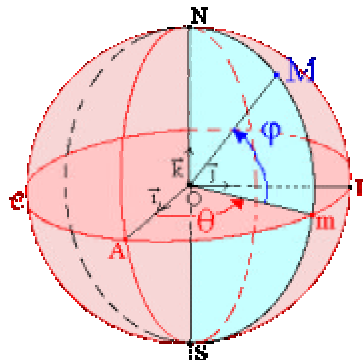
Contrainte de rupture : voir **déformation**.

Contrainte tangentielle : voir **contrainte**.

Convection : transport de chaleur sous l'effet des mouvements d'un liquide, d'un gaz ou d'un plasma [DICT87].

Le coefficient de convection h , en $W/(m^2.K)$, dépend de la nature du fluide et de celle de la surface de contact, de la longueur de l'élément suivant lequel s'écoulent les courants de convection, de la vitesse de ces courants et, souvent, de la différence de température.

Coordonnées sphériques : On considère une sphère de centre O , de rayon r , et un repère orthonormé direct $(O, \vec{i}, \vec{j}, \vec{k})$.



Soient les points A, m, B, N et S de l'espace tels que :

$$\vec{OA} = r\vec{i} ; \vec{OB} = r\vec{j} ; \vec{ON} = r\vec{k} ; \vec{OS} = -r\vec{k}$$

Soit C le cercle intersection du plan de repère (O, \vec{i} , \vec{j}) et de la sphère .

A tout point M de la sphère on fait correspondre le point m intersection de C avec le demi-cercle de diamètre [NS] contenant M .

On appelle (r, θ , φ) les **coordonnées sphériques** du point M.

Relation entre coordonnées sphériques et coordonnées cartésiennes :

Si (x, y, z) sont les coordonnées du point M dans le repère (O, \vec{i} , \vec{j} , \vec{k}), on a :

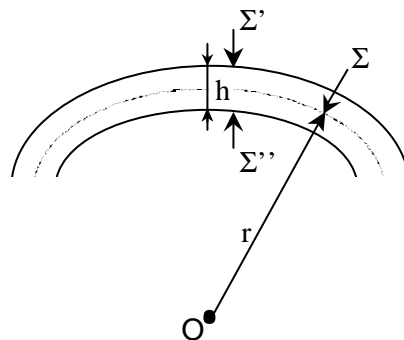
$$\begin{cases} x = r \cdot \cos\theta \cdot \cos\varphi \\ y = r \cdot \sin\theta \cdot \cos\varphi \\ z = r \cdot \sin\varphi \end{cases} \quad [\text{www.homeomath.chez.tiscali.fr}].$$

Copolymérisation :

voir **polymérisation**.

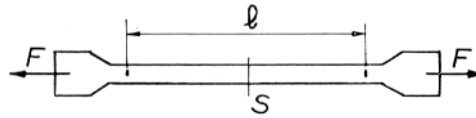
Coque :

volume compris entre 2 surfaces courbes Σ' et Σ'' dont l'épaisseur h, appelé épaisseur de la coque (ou membrane) reste faible par rapport aux deux autres dimensions et devant le rayon de courbure r de la surface médiane Σ , située à égale distance de Σ' et Σ'' .



Déformation :

exemple de la déformation d'une éprouvette en acier doux :



si on exerce sur une éprouvette en acier doux de section S une force de traction F (N), on peut faire correspondre à chaque valeur de F [ALBI82]:

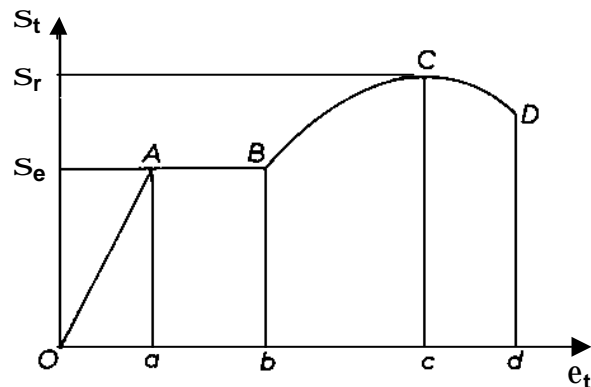
- la valeur de la **contrainte** de traction s_t (N/m²), égale à :

$$s_t = \frac{F}{S}$$

- l'accroissement mesuré Δl (m) de la distance l entre deux repères marqués sur l'éprouvette et l'allongement unitaire e_t (sans dimensions) égal à :

$$e_t = \frac{\Delta l}{l}$$

La courbe expérimentale d'équation $\varepsilon_t = f(s_t)$ est appelée diagramme contraintes – déformations.



On distingue dans ce diagramme :

- le segment de droite OA où les contraintes sont proportionnelles aux déformations et le phénomène est réversible.

$$s = E \times e$$

Cette loi de proportionnalité est la loi de Hooke. Le coefficient E (N/m²) est appelé **module d'élasticité**, ou **module d'Young**.

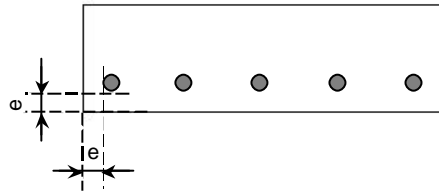
Le domaine correspondant est le **domaine élastique**. La contrainte σ_e (N/m^2) qui le limite est la **limite élastique**.

- la partie ABCD où les déformations sont permanentes. Le domaine correspondant est le **domaine plastique**. La partie AB est le palier de ductilité. La partie BC est la zone de raffermissement. Le point C est le point de striction. La contrainte correspondante σ_r (N/m^2) est la **contrainte de rupture**. A partir de ce point, l'éprouvette ne reste plus cylindrique, mais un tronçon s'amincit en s'allongeant.

Domaine élastique : voir **déformation**.

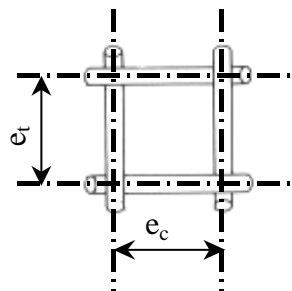
Domaine plastique : voir **déformation**.

Enrobage : distance e qui sépare la génératrice extérieure de toute armature à la paroi de ciment la plus voisine.



Entr'axe : distance e_c entre les axes de 2 fils de chaîne consécutifs ou e_t entre les axes de 2 fils de trame consécutifs.

Dans le cas d'un tissu à maille carrée : $e_c = e_t$.



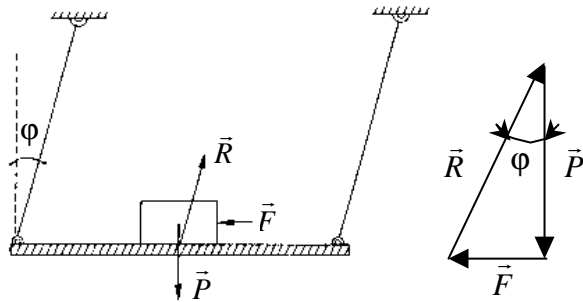
Ester : composé résultant de l'action d'un acide sur un alcool ou un phénol avec élimination d'eau. Les esters sont utilisés comme solvants ou comme matières premières dans l'industrie des parfums et des produits pharmaceutiques [DICT87].

- Exothermique :** qualifie les réactions qui se produisent avec un dégagement de chaleur [DICT87].
- Extrusion :** procédé de filage à chaud par refoulement sous pression à travers une **filière** [DICT87].
- Filière :** pièce percée d'un trou ou de plusieurs trous de dimensions différentes à travers lesquels on fait passer un matériau (métal, plastique, etc.) pour l'étirer en fil [DICT87].
- Fluage :** déformation plastique lente d'un matériau sous l'effet d'une charge [DICT87].
- Fluorescence X :** Émission d'un rayonnement X caractéristique se produisant après excitation, par un rayonnement X ou γ de grande énergie, des couches électroniques internes des atomes d'une substance absorbante [www.granddictionnaire.com].
- Flux thermique f :** Quantité de chaleur (W) transportée transmise à (ou fournie par) un système, par unité de temps et de surface.
- Fourier (série de) :** Un signal périodique $U(t)$ de période T , émis par un **capteur**, peut être décomposé en série de Fourier suivant la relation :
- $$U(t) = a_0 + a_1 \cos \omega t + a_2 \cos 2\omega t + \dots + a_n \cos n\omega t + \dots$$
- $$+ b_1 \sin \omega t + b_2 \sin 2\omega t + \dots + b_n \sin n\omega t + \dots$$
- avec: $\omega = 2\pi f = \frac{2\pi}{T}$ ω : pulsation ; f : fréquence
- $$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T U(t) dt \text{ composante continue}$$
- $$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T U(t) \cos n\omega t dt \text{ coefficient du (n-1)}^{\text{ième}} \text{ harmonique}$$
- en cosinus
- $$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T U(t) \sin n\omega t dt \text{ coefficient du (n-1)}^{\text{ième}}$$
- harmonique en sinus
- Analytiquement, ceci se généralise à des fonctions quelconques en faisant tendre T vers l'infini. Concrètement, on prend pour T la durée d'acquisition du signal émis par le **capteur**.

Fragile : se dit d'un matériau dont la résistance à la traction est relativement faible par rapport à sa résistance à la compression et qui se brise donc facilement.

Frittage : procédé qui consiste à chauffer des poudres mélangées à un liant, à une température élevée mais inférieure au point de fusion [DICT87].

Frottement (coefficient de) : soit un parallélépipède de poids \vec{P} posé sur un plateau lisse horizontal suspendu par quatre bras articulés [FRAI83].

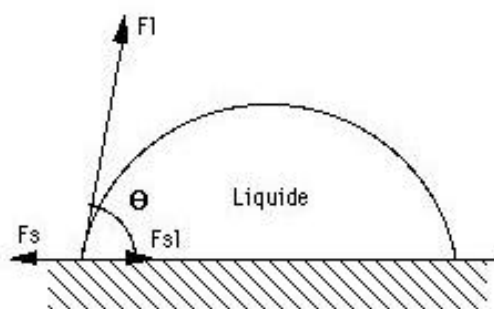


Lorsqu'une poussée horizontale légère \vec{F} est exercée sur ce corps, le plateau se trouve entraîné par les forces d'adhérence existant entre lui et le parallélépipède et les bras supportant le plateau font apparaître un angle avec la verticale. Cet angle est nommé angle d'**adhérence** pour la poussée considérée. Lorsque la poussée augmente de telle manière que le corps amorce un glissement sur le plateau, l'angle des bras de suspension ainsi formé est appelé angle de frottement \mathbf{j} . Cet angle dépend essentiellement de la nature des matériaux et du poli des surfaces en contact. Il est indépendant du poids du parallélépipède ainsi que de l'aire des surfaces de contact. Ainsi, l'angle de frottement d'une tête prothétique dans sa cupule est indépendant de la charge à laquelle elle est soumise et à l'aire des surfaces de contact.

Le coefficient de frottement f est égal à la tangente de l'angle de frottement :

$$f = \operatorname{tg} \mathbf{j}$$

- Haubaner :** assurer la stabilité d'une structure en la fixant au moyen de câbles ou de barres.
- Limite élastique :** voir **déformation**.
- Loi de Hooke :** voir **déformation**.
- Microanalyse X :** analyse des constituants d'un matériau réalisée par fluorescence X au moyen d'un microscope électronique à balayage (MEB).
- Module d'élasticité :** voir **déformation**.
- Module d'Young :** voir **déformation**.
- Moment d'inertie :** Pour un corps, somme des produits de la masse de chaque particule par le carré de sa distance à un axe donné [www.granddictionnaire.com].
- Monomère :** constitué de molécules simples susceptibles de réagir les unes sur les autres et de former un ou des **polymères** [DICT87].
- Mouillabilité :** aptitude d'une surface à être mouillée par une matière donnée. De façon générale, lorsqu'un liquide est mis en contact avec la surface d'un solide, il se forme un angle de raccordement du premier sur le second [www.cybel.fr].



F_s étant la tension superficielle du solide
 F_l étant la tension superficielle du liquide
 F_{sl} étant la tension à l'interface liquide/solide

Mouillabilité parfaite $\rightarrow \Theta = 0^\circ$

Lorsque le mouillage est parfait, l'angle de raccordement devient nul. Dans ce cas l'énergie d'adhésion est maximum. Pour un système liquide-solide donné, le mouillage dépend de la pression, de la température, de l'hygrométrie,

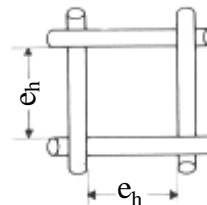
Newtonien :

* fluide newtonien : si un fluide, à température constante, a une viscosité qui reste constante quelle que soit la vitesse de la contrainte de cisaillement appliquée, on dit que ce fluide est newtonien (exemple de l'eau : quand on tourne une cuillère dans un bol contenant de l'eau, la résistance à l'avancement ne change pas si on change la vitesse de rotation). L'eau, l'air sont des fluides newtoniens.

* fluide non newtonien : la viscosité varie selon la vitesse de la contrainte de cisaillement appliquée. Par exemple, on remue du yogourt dans un pot : il devient moins visqueux si on le bat rapidement (il se fluidifie). Une boue saturée d'eau diminue de viscosité si elle reçoit une secousse : c'est le cas des glissements de terrain déclenchés par les séismes. Les forces de liaison entre les particules sont modifiées; ce phénomène de thixotropie explique le phénomène des sables mouvants. Le plastique, le caoutchouc, le dentifrice sont par exemple des fluides non-newtoniens [www.devinci.fr].

Ouverture nominale :

distance libre e_h entre 2 fils de chaîne consécutifs ou 2 fils de trame consécutifs, dans le cas d'un tissu à maille carrée.



Plasticité :

aptitude d'une matière à prendre différentes formes [DICT87].

Voir **déformation**.

- Plastifiant :** se dit d'une substance que l'on introduit dans un mélange pour augmenter sa plasticité [DICT87].
- Poisson :** voir **coefficient de Poisson**.
- Polycondensation :** voir **polymérisation**.
- Polymérisation :** réaction chimique consistant en l'union de molécules d'un même composé (monomères) en une seule molécule plus grosse (macromolécule).
La polymérisation proprement dite donne une macromolécule contenant un nombre entier de fois les monomères.
La **copolymérisation** est une polymérisation effectuée à partir de plusieurs monomères distincts.
La **polycondensation** fournit, en plus des macromolécules, des produits d'élimination [DICT87].
- Polyméthacrylate :** résine **thermoplastique** obtenue par **polymérisation** des **esters** d'acide méthacrylique de formule $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{-COOH}$.
Les résines méthacryliques sont utilisées en particulier dans la fabrication des verres organiques (plexiglas, par exemple) [DICT87].
- Pseudoplastique :** dont la viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement augmente [KRAU82-2].
- Raies spectrales :** voir **analyse spectrale**.
- Résilience :** résistance d'un métal aux chocs [DICT87].
Elle est égale au rapport de l'énergie restituée à l'énergie fournie, après un retour rapide ou instantané et complet ou presque à la forme initiale d'un échantillon déformé
[www.granddictionnaire.com].
- Retrait :** contraction d'un matériau qui fait sa prise, qui sèche ou qui se refroidit [DICT87].

Rigidité à la flexion :

La rigidité à la flexion D d'une plaque ou d'une coque à grand rayon de courbure est égale à :

$$D = \frac{Ee^3}{12(1-\nu^2)} = \frac{EI}{(1-\nu^2)}$$

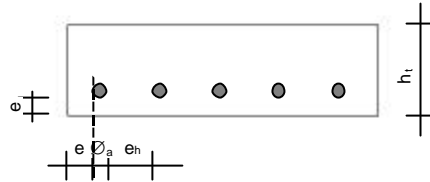
avec :

e : épaisseur de la plaque ou de la coque,

E : module d'Young

I : moment d'inertie par rapport à un axe principal d'inertie

ν : coefficient de Poisson

Section d'armatures :

La section d'armatures A par unité de largeur (le centimètre, ou le mètre par exemple, suivant les dimensions de la structure à étudier) est égale au produit du nombre n d'armatures par unité de largeur par la section d'une armature.

$$A = n \times \frac{\rho \times f_a^2}{4} \quad (\text{mm}^2/\text{cm ou mm}^2/\text{m par exemple})$$

Spectre :

lorsqu'un pinceau de lumière blanche traverse un prisme, il se décompose en rayons de diverses couleurs et donc de fréquences différentes dont on peut observer sur un écran le spectre continu, constitué d'une succession de plages lumineuses. Certains spectres sont constitués d'un fond continu sur lequel se superposent un certain nombre de raies de couleur claire (raies d'émission) ou sombre (raies d'absorption), caractéristiques des rayonnements étudiés. Ces raies sont dues à l'émission ou à l'absorption de rayonnement par un électron du matériau étudié, lorsqu'il abandonne une trajectoire pour une autre.

Lorsque l'électron se rapproche du noyau atomique, son énergie décroît en se transformant en un photon dont la fréquence est proportionnelle à la diminution d'énergie.

Inversement, en absorbant l'énergie d'un photon, un électron peut s'éloigner du noyau. Les appareils de spectroscopie comprennent un dispositif qui dirige les rayons à étudier sur un appareil dispersif qui produit le spectre. Cet ensemble est accompagné d'un appareil d'observation (spectroscopie) ou d'enregistrement (spectrographe). Les spectroscopes permettent de mesurer avec précision la longueur d'onde des rayonnements, de détecter des éléments contenus à l'état de traces dans une substance (**analyse spectrale**), d'étudier la structure des cristaux et des métaux (cristallographie) [DICT87].

Thermocouple :

ensemble de deux conducteurs de nature différente soudés entre eux en deux points (si l'on maintient une différence de température entre les deux soudures, il s'établit entre elles une différence de potentiel) [DICT87].

Thermodurcissable :

se dit de résines plastiques qui durcissent de façon irréversible à partir d'une certaine température.

Les matières thermodurcissables ont une structure tridimensionnelle. On les obtient en modifiant la structure de la matière (réticulation) par **polycondensation** (aminoplastes, phénoplastes, polyesters, résines époxydes, silicones).

Ces résines se mettent en œuvre par moulage sous pression [DICT87].

Thermoplastique :

se dit de résines synthétiques qui conservent indéfiniment leur propriété d'être plastiques à chaud.

Les matières thermoplastiques, aussi appelées plastomères, sont constituées de macromolécules linéaires obtenues par **polymérisation** ou **polycondensation** (polyacryliques, polyamides, polystyrènes, polythènes, polychlorure de vinyle, polyuréthanes, téflon, etc.).

Les résines thermoplastiques sont mises en œuvre par formage, par injection, par **extrusion**, par **calandrage**, par soudage ou par **frittage** [DICT87].

Thixotrope :

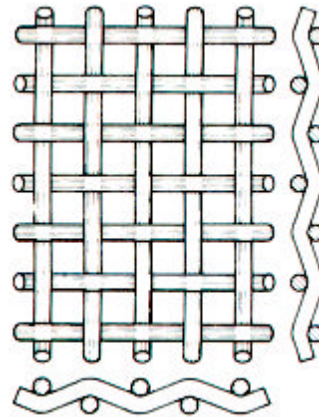
Se dit des fluides ayant la propriété de passer d'un état visqueux à un état liquide lorsqu'on les agite et de retrouver leur état initial après un temps de repos [www.granddictionnaire.com].

Tirant :

élément de structure destiné à résister à la traction [www.granddictionnaire.com].

Tissage du fil :

cas d'une maille carrée unie :



Viscoélasticité :

Réaction à la contrainte d'une matière se comportant comme si elle était composée d'un solide élastique et d'un fluide visqueux où l'écoulement est dépendant du temps, de la température, de la charge et du gradient d'application de la charge [www.granddictionnaire.com].

Viscosité :

propriété qu'a tout fluide d'opposer une résistance aux forces qui tendent à déplacer les unes par rapport aux autres les particules qui le constituent [DICT87].

WOF(Work Of Fracture) :

travail requis pour propager une fissure dans un matériau [HAIL94]. Le WOF mesure la résistance à la fracture due à l'accroissement d'une fissure et caractérise le comportement dynamique à la fracture d'un matériau.

BIBLIOGRAPHIE GENERALE

- [AHME82] AHMED A. M., PAK W., BURKE D. L., MILLER J. : Transient and residual stresses and displacements in self-curing bone cement. Part I : Characterization of relevant volumetric behaviour of bone cement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1982, Vol. 104, 21-27
- [AMIS96] AMIS A. : Is polyethylene still the best prosthetic bearing surface? *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1996, Vol. 78-A, N° 3, 345-348
- [BALL94] BALLARD T. W., CALLAGHAN J. J., SULLIVAN P. M., JOHNSTON R. C. : The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A ten-year follow-up study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1994, Vol. 76-A, N° 7, 959-964
- [BANK95] BANKSTON A. B., KEATING E. M., RANAWAT C., FARIS P. M., RITTER M. A. : Comparison of polyethylene wear in machined versus molded polyethylene. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1995, Number 317, 37-43
- [BARD98] BARDIN T. : Biologie du liquide synovial. *Revue française des laboratoires*, février 1998, N° 300
- [BARR92] BARRACK R. L., MULROY R. D. Jr, HARRIS W. H. : Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1992, Vol. 74-B, N° 3, 385-389
- [BAYN75] BAYNE S. C., LAUTENSCHLAGER E. P., COMPERE C. L., WILDES R. : Degree of polymerisation of acrylic bone cement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1975, Vol. 9, 27-34
- [BENJ87] BENJAMIN J. B., GIE G. A., LEE A. J. C., LING R. S. M., VILZ R. Z. : Cementing technique and the effects of bleeding. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1987, Vol. 69-B, N° 4, 620-624
- [BERGM93] BERGMANN G., GRAICHEN F., ROHLMANN A. : Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 1993, Vol. 26, 969-990
- [BERGM00] BERGMANN G., GRAICHEN F., ROHLMANN A., VERDONSHOT N., VAN LENTHE G. H. : Frictional heating in and around total hip implants. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [BERGM01] BERGMANN G., DEURETZBACHER G., HELLER M., GRAICHEN F., ROHLMANN A., STRAUSS J., DUDA G. N. : Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 2001, Vol. 34, 859-871. Les données sont disponibles sur le site : <http://www.medizin.fu-berlin.de/biomechanik/Homefrme.htm>
- [BERGE97] BERGER R. A., JACOBS J. J., QUIGLEY L. R., ROSENBERG A. G., GALANTE J. O. : Primary cementless acetabular reconstruction in patients younger than 50 years old. 7- to 11- Year Results. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 216-225
- [BERN84] BERNADOU M., CHRISTEL P., CROLET J.-M. : Comportement mécanique des cupules dans les prothèses de hanche. Interprétation des descellements. INRIA, Rapports de recherche, 1984, Numéro 272, 1-82

- [BERR98] BERRY D. J., HARMSSEN W. S., ILSTRUP D. M. : The natural history of debonding of the femoral component from the cement and its effect on long-term survival of Charnley total hip replacements. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1998, Vol. 80-A, N° 5, 715-721
- [BESN95] BESNIER J.-P.: Dictionnaire d'anatomie locomotrice. Editions Anthos, Paris, 1995
- [BESO98] BESONG A. A., TIPPER J. L., INGHAM E., STONE M. H., WROBLEWSKI B. M., FISHER J. : Quantitative comparison of wear debris from UHMWPE that has and has not been sterilised by gamma irradiation. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1998, Vol. 80-B, N° 2, 340-344
- [BHAM95] BHAMBRI S. K., GILBERTSON L. N. : Micro mechanisms of fatigue crack initiation and propagation in bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1995, Vol. 29, 233-237
- [BISH96] BISHOP N. E., FERGUSON S., TEPIC S. : Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1996, Vol. 78-B, N° 3, 349-356
- [BLAN87] BLANQUAERT D. : Les céramiques et céramo-métalliques *in* Biomécanique orthopédique, p. 82-93. Masson, 1987
- [BLOE97] BLOEBAUM R. D., ZOU L., BACHUS K. N., SHEA K. G., HOFMANN A. A., DUNN H. K. : Analysis of particles in acetabular components from patients with osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 338, 109-118
- [BOMB82] BOMBELLI R. : Classification and pathogenesis. The role of osteotomy as a consequent therapy. Second, Revised and Enlarged Edition. Springer-Verlag, Berlin, 1982
- [BONN93] BONNOMET F., VOGT F., GLEYZE P., SCHVINGT E., KEMPF J.-F. : Concept du ciment armé : étude clinique, anatomopathologique, expérimentale et radiographique. *Revue de Chirurgie orthopédique*, 1993, 79 (supplément 1), 130
- [BONN01-1] BONNOMET F., VANHILLE W., LEFEBVRE Y., CLAVERT P., GICQUEL P., KEMPF J.-F. : Echec d'une armature métallique grillagée pour le scellement acétabulaire. *Revue de Chirurgie orthopédique*, 2001, 87, 544-555
- [BONN01-2] BONNOMET F., CLAVERT P., GICQUEL P., LEFEBVRE Y., KEMPF J.-F. : Reconstruction par greffe et anneau de soutien des descellements acétabulaires aseptiques avec perte de substance osseuse sévère. Analyse actuarielle sur 10 ans. *Revue de Chirurgie orthopédique*, 2001, 87, 135-146
- [BRAD64] BRADEN M. : *J. Pros. Dent.*, 1964, 14, 307
- [BRAG97] BRAGDON C. R., JASTY M., KAWATE K., McGRORY B. J., ELDER J. R., LOWENSTEIN J., HARRIS W. H. : Wear of retrieved cemented polyethylene acetabula with alumina femoral heads. *The Journal of Arthroplasty*, 1997, Vol. 12, N° 2, 119-125
- [BRAN82] BRAND R. A., CROWNINSHIELD R. D., JOHNSTON R. C., PEDERSEN D. R. : Forces on the femoral head during activities of daily living. *Iowa Orthopaedic Journal*, 1982, Vol. 2, 43-49
- [BREM90] BREMANT J. J. : Renforcement métallique de l'acétabulum. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Conférences d'enseignement 1990, 165-174
- [BRES96] BRESLER F., MOLE D., CHARY-VALCKENAIRE I., BLUM A., SCHMITT D. : Utilisation du ciment chirurgical dans le traitement des ostéonécroses aseptiques de la tête fémorale. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996, Vol. 3, 261-264

-
- [BROO84] BROOM N. D. : Further insights into the structural principles governing the function of articular cartilage. *Journal of Anatomy*, 1984, 139, Vol. 2, 275-294
- [BROO86] BROOM N. D., MARRA D. L. : Ultra structural evidence for fibril-to-fibril associations in articular cartilage and their functional implication. *Journal of Anatomy*, 1986, 146, pp. 185, 198-199
- [BROW84] BROWN S. A., BARGAR W. L. : The influence of temperature and specimen size on the flexural properties of PMMA bone cement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1984, Vol. 18, 523-536
- [BRUG87] BRUGGER E. : Etude d'un ciment chirurgical armé par un grillage métallique. Application au scellement de cupules cotyloïdiennes. *Projet de fin d'études E.N.S.A.I.S.*, 1987
- [BUCK97] BUCKWALTER J. A., MANKIN H. J. : Articular cartilage - Part I : Tissue design and chondrocyte-matrix interactions. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1997, Vol. 79-A, N° 4, 600-609
- [BUCH70] BUCHHOLZ H. W., ENGELBRECHT H : Uber die Depotwirkung einiger Antibiotica bei Vermischung mit dem Kunstharz Palacos. *Chirurg.*, 1970, 41, 511-515
- [CALD83] CALDERALE P. M., PIPINO F. : Effect of temperature changes in acrylic bone cement on prosthetic implant surgery. An investigation into the relationship between quantity and temperature changes at different levels on loosening of the implant. *Italian Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 1983, Vol. 9, N° 1, 57-65
- [CALL98] CALLAGHAN J. J., FOREST E. E., OLEJNICZAK J. P., GOETZ D. D., JOHNSTON R. C. : Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A twenty to twenty-five-year follow-up note. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1998, Vol. 80-A, N° 5, 704-714
- [CAME96] CAMERON H. U. : Modularity in primary total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 1996, Vol. 11, N° 3, 332-334
- [CATE93] CATES H. E., FARIS P. M., KEATING E. M., RITTER M. A. : Polyethylene wear in cemented metal-backed acetabular cups. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1993, Vol. 75-B, N° 2, 249-253
- [CAZE98] CAZEAU : Influence de l'épaisseur des implants cotyloïdiens métalliques sur la transmission péri-acétabulaire des contraintes. Etude par éléments finis. *Modèle 2D . DEA E.N.S.A.M.*, 1998
- [CHAR61] CHARNLEY J. : Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1961, 1129-1132
- [CHAR79] CHARNLEY J. : Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Springer Verlag, Berlin, Berlin, 1979
- [CHAR82] CHARNLEY J. : The future of total hip replacement. In Nelson J.P. (ed). *The hip : Proceedings of the 10th Open Scientific Meeting of the Hip Society*. St Louis, CV Mosby 198, 1982
- [CHAU96] CHAUVEAUX D., FOUICHE C., BRIOLLAIS F., BAQUEY C., POUSTIS J. : Etude expérimentale d'un matériau cellulosique pour application en Orthopédie (joint de scellement de prothèse de hanche). *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996, Vol. 3, 241-245
- [COHE99] COHEN-SABBAN J.: Mesures physiques : l'optique accélère le contrôle d'états de surface. *Mesure*, 1999, 719, 85

- [COLL97] COLLIS D. K. : The value of maintaining outcomes in an individual practice for 25 years. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 69-80
- [COMB79] COMBS S. P., GREENWALD A. S. : The effects of barium sulfate on the polymerization temperature and shear strength of surgical Simplex P. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1979, Number 145, 287-291
- [COOM93] COOMBS R. H., McCARTHY I. D. : Comparaison des avantages des ciments à faible et haute viscosité. *Dialogue en orthopédie*, 1993, n° 2, 3-6
- [CORN98] CORNET A., DEVILLE J. P. : *Physique et ingénierie des surfaces*. EDP, Sciences, 1998
- [CRAV96] CRAVOISY J. C., MORETTON J. C. : Etude de l'endurance des ciments chirurgicaux. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996, Vol. 3, 227-234
- [CROW78] CROWNINSHIELD R. D., JOHNSTON R. C., ANDREWS J. G., BRAND R. A. : A biomechanical investigation of the human hip. *Journal of Biomechanics*, 1978, Vol. 11, 75-85
- [DAL93] DALSTRA M., HUISKES R., ODGAARD A., VAN ERNING L. : Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, N° 4/5, 1993, 523-535
- [DAL95] DALSTRA M., HUISKES R. : Load transfer across the pelvic bone. *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, N° 6, 1995, 715-724
- [D'AN97] D'ANTONIO J. A., CAPELLO W. N., MANLEY M. T., FEINBERG J. : Hydroxyapatite coated implants. Total hip arthroplasty in the young patient and patients with avascular necrosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 124-138
- [DAVI88] DAVIES J. P., O'CONNOR D. O., BURKE D. W., JASTY M., HARRIS W. H. : The effect of centrifugation on the fatigue life of bone cement in the presence of surface irregularities. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1988, Number 229, 156-161
- [DAVI89-1] DAVIES J. P., JASTY M., O'CONNOR D. O., BURKE D. W., HARRIGAN T.P., HARRIS W. H.: The effect of centrifuging bone cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1989, Vol. 71-B, 39-42
- [DAVI89-2] DAVIES J. P., HARRIGAN T. P. : Fatigue properties of acrylic bone cement : S-N, P-N and P-S-N- data (letter ; comment). *Journal of Biomedical Materials Research*, 1989, Vol. 23, N° 2, 261-264
- [DAVI94] DAVIES J. P., HARRIS W. H. : Tensile bonding strength of the cement-bone interface. *Orthopedics*, 1994, Vol. 17, N° 2, 171-173
- [DAVY88] DAVY D. T., KOTZAR G. M., BROWN R. H., GOLDBERG V. M., HEIPLE K. G., BERILLA J., BURSTEIN A. H. : Telemetric force measurement across the hip after total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1988, Vol. 70-A, 45-50
- [DAY75] DAY W. H., SWANSON S. A. V., FREEMAN M. A. R. : Contact pressures in the loaded human cadaver hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1975, Vol. 57-B, N° 3, 302-313
- [DE B86] DE BONT L. G. M., LIEM R. S. B., HAVINGA P., BOERING G., VAN DER KORST J. : Collagenous network in cartilage of human femoral condyles. A light microscopic and scanning electron microscopic study. *Acta anatomica*, 1986, Vol. 126, 41-47

-
- [DEBR98] DEBRAEVE P. : Amélioration des caractéristiques mécaniques et thermiques du ciment orthopédique pour la prothèse totale de hanche. Analyse thermique de la réaction de polymérisation in situ. Etude mécanique du ciment acrylique avec ou sans grillage. Projet de fin d'études E.N.S.A.I.S., 1998
- [DELA93-1] DELAGOUTTE J.-P., MAINARD D. : Les métaux et les polymères utilisés en arthroplasties *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 23-30
- [DELA93-2] DELAGOUTTE J.-P., MAINARD D. : L'ancrage biologique des cupules de prothèse totale de hanche *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 39-44
- [DICT87] Dictionnaire de la langue française, Editions de la Seine, 1987
- [DIP176] DIPISA J. A., GEORGE M. S., SIH S., BERMAN Ph. D., BERMAN A. T. : The temperature problem at the bone-acrylic cement interface of the total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1976, Number 121, 95-98
- [DORR97] DORR L. D., WAN Z., GRUEN T. : Functional results in total hip replacement in patients 65 years and older. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 336, 143-151
- [DORE93] DOREY F., NASSER S., AMSTUTZ H. : The need for confidence intervals in the presentation of orthopaedic data. *The Journal of Bone and Joint Surgery* , 1993, Vol. 75-A, N° 12, 1844-1852
- [DUPA88] DUPARC J., HUTEN D., CAVAGNA R. : Indications des prothèses totales de hanche vues par le chirurgien *in* Prothèses de hanche et de genou. Actualités et perspectives. Collection de pathologie locomotrice 15, Masson, 1988
- [EBRA94] EBRAMZADEH E., SARMIENTO A., McKELLOP H. A., LLINAS A., GOGAN W. : The cement mantle *in* total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1994, Vol. 76-A, N° 1, 77-87
- [ECKS94] ECKSTEIN F., MERZ B., SCHMID P., PUTZ R. : The influence of geometry on the stress distribution in joints. A finite element analysis. *Anatomy and Embryology*, 1994, 545-552
- [EL-H90] EL-HELOU J. : Etude comparative des ciments cotyloïdiens avec et sans grillage métallique. Evolution du liseré radio-transparent sus-cotyloïdien. Mémoire pour le diplôme inter universitaire de spécialité orthopédie-traumatologie, 1990
- [ESB78] Proceedings of the first meeting of the European society of biomechanics. Cinquième symposium de biomécanique osseuse. *Acta Orthopaedica Belgica*, 1978
- [ESTO97] ESTOCK D. M., ORR T. E., HARRIS W. H. : Factors affecting cement strains near the tip of a cemented femoral component. *The Journal of Arthroplasty*, 1997, Vol. 12, N° 1, 40-48
- [FALE00] FALEZ F., LA CAVA F., PANEGROSSI G. : Femoral prosthetic heads and their significance in polyethylene wear. *International Orthopaedics (SICOT)*, 2000, 24, 126-129
- [FICA87] FICAT P., FICAT J. J. : Biomécanique de la hanche *in* Biomécanique orthopédique, p. 468-480. Masson, 1987

- [FISH00] FISHER A., AMIS A. A. : Changes of hip joint forces caused by alteration of joint geometry during arthroplasty. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [FOGN00] FOGNANI R., BALEANI M., TONI A. : Effect of hip prostheses temperature on the acrylic cement mantle. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [FRAI78] FRAIN P. : Moyen fessier et appui unipodal. Variations géométriques sur le thème des ostéotomies fémorales et pelviennes. *Revue de Chirurgie orthopédique*, 1978, 64, N° 6, 445-458
- [FRAI83] FRAIN P. : Hanche normale et prothétique. Un comportement de surfaces différent. *Revue de Chirurgie orthopédique*, 1983, 69, N° 2, 95-105
- [FRAY98] FRAYSSINET P., ROUQUET N. : High compressive strength macro porous calcium phosphate ceramics for bone repair. 11th Conference of the European Society of Biomechanics, Toulouse, 1998
- [FREI77] FREITAG T. A., CANNON S. L. : Fracture characteristics of acrylic bone cements. II. Fatigue. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1977, Vol. 11, 609-624
- [GARB87] GARBE L. : Histologie normale des tissus de soutien *in* Biomécanique orthopédique, p. 468-480. Masson, 1987
- [GARC95] GARCIA-CIMBRELO E., MUNUERA L., DIEZ-VAZQUEZ V. : Long-term results of aseptic cemented Charnley revision. *The Journal of Arthroplasty*, 1995, Vol. 10, N° 2, 121-131
- [GARD94] GARDINER R. C., HOZACK W. J. : Failure of the cement-bone interface. A consequence of strengthening the cement-prosthesis interface ? *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*, 1994, Vol. 76-B, N° 1, 49-52
- [GATE83] GATES E. I., CARTER D. R., HARRIS W. H. : Tensile fatigue failure of acrylic bone cement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1983, Vol. 105, 393-397
- [GIOR95] GIORI N. J., RYD L., CARTER D. R. : Mechanical influences on tissue differentiation at bone-cement interfaces. *The Journal of Arthroplasty*, 1995, Vol. 10, N° 4, 514-521
- [GOOD97] GOODMAN S. B., HUIE P., SONG Y., LEE K., DOSHI A., RUSHDIEH B., WOOLSON S., MALONEY W., SCHURMAN D., SIBLEY R. : Loosening and osteolysis of cemented joint arthroplasties. *A Biologic Spectrum. Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 337, 149-163
- [GRAH00] GRAHAM J., PRUITT L., RIES M., GUNDIAH N. : Fracture and fatigue properties of acrylic bone cement. The effects of mixing method, sterilization treatment and molecular weight. *The Journal of Arthroplasty*, 2000, Vol. 15, N° 8, 1028-1034
- [GREC79] Deuxième réunion du Groupe de Recherche et d'Etude en Chirurgie Orthopédique (G.R.E.C.O.) : Compte-rendu – Arc et Senans, 20-21-22 avril 1979. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*, 1979
- [GROS] GROSSHANS E., MEYER P. : Structure fonctionnelle du cartilage articulaire. Cartes articulaires. *Revue de Kinésithérapie*, 11-17
- [GRUE76] GRUEN T. A., MARKOLF K. L., AMSTUTZ H. C. : Effects of laminations and blood entrapment on the strength of acrylic bone cement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1976, Number 119, 250-255

-
- [HABO53] HABOUSH E. J. : A new operation for arthroplasty of the hip, based on biomechanics, photoelasticity, fast setting dental acrylic and other considerations. *Bull Hosp. Joint Dis.*, 1953, 14, 242-277
- [HAIL94] HAILEY J. L., TURNER I. G., MILES A. W., PRICE G. : The effect of post-curing chemical changes on the medical properties of acrylic bone cement. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 1994, 5, 617-621
- [HALL97] HALL R. M., UNSWORTH A. : Friction in hip prostheses. *Biomaterials* 18, 1997, 1017-1026
- [HAMI95] HAMILTON H. W., GORCZYCA J. : Low friction arthroplasty at 10 to 20 years. Consequences of plastic wear. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1995, Number 318, 160-166
- [HARK92] HARKESS J. W. : Arthroplasty of hip *in* Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 445-626
- [HARR82] HARRIS W. H., WHITE R. E. : Socket fixation using a metal back acetabular component for total hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1982, Vol. 64-A, 745-748
- [HARR96] HARRIS W. H. : Modularity is unnecessary in primary femoral THA but has some advantages in primary acetabular THA. *The Journal of Arthroplasty*, 1996, Vol. 11, N° 3, 334-348
- [HARV98] HARVEY E. J., TANZER M., BOBYN J. D. : Femoral cement grading in total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 1998, Vol. 13, N° 4, 396-401
- [HAVE95] HAVERLIN L. I., ESPEHAUG B., VOLLSET S. E., ENGESAETER L. B. : The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prostheses. A review of eight thousand five hundred and seventy-nine primary arthroplasties from the Norwegian arthroplasty register. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1995, Vol. 77-A, N° 10, 1543-1550
- [HELL96] HELLER K. D., PRESCHER A., HOLBECK M., FORST R. : Bone cement penetration of the acetabulum in total hip replacement. *International Orthopaedics (SICOT)*, 1996, 20, 315-320
- [HENK91] HENKY P., BONNOMET F., HELOU J., BELLI C., KATZNER M., SCHVINGT E., BABIN S. R., KEMPF J. F. : Etude des réactions tissulaires aux produits d'usure des prothèses totales de hanche. *Rhumatologie*, 1991, 43, 9, 269-270
- [HENK85] HENKY P. : Devenir à plus de 10 ans d'une série initiale de 467 prothèses totales de hanche type M.E. Müller. Etude clinique, radiologique et anatomo-pathologique. Thèse pour le Doctorat en Médecine, 1985
- [HERB97] HERBERTS P., MALCHAU H. : How outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 44-60
- [HERN94-1] HERNIGOU P., LANGLAIS F., STREICHER R. M., ARGENSON, LAZENNEC J. Y., LE BRET F., BLANQUAERT M., RAUX C., RIVOIRE M. : Que faut-il savoir aujourd'hui sur le ciment en chirurgie orthopédique ? *Maîtrise Orthopédique*, Colloque, 1994, 20-23
- [HERN94-2] HERNIGOU P. : Le polyméthacrylate de méthyle : support de principes actifs en cancérologie. *Dialogue en orthopédie*, 1994, N° 3, 1-3

- [HERN96] HERNIGOU P. : Ciment aux antimitotiques. Actualités en biomatériaux. Romillat, Paris, 1996, Vol. 3, 211-218
- [HIGG01] HIGGS W. A. J., LUCKSANASOMBOOL P., HIGGS R. J. E. D., SWAIN M. V. : A simple method of determining the modulus of orthopedic bone cement. John Wiley & Sons, Inc. Journal of Biomedical Materials Research : Applied Biomaterials, 2001, 58, 188-195
- [HIRO80] HIROAKI T., ISAMU K., HIROYUKI M., TOHRU S., YASUHIRO O., TATEAKI S. : Temperature in the interface between bone and acrylic bone cement. Tokushima J. exp. Med., 1980, 27, 89-92
- [HOLM80] HOLM N. J. : The relaxation of some acrylic bone cements. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1980, 51, 727-731
- [HOPF90] HOPF W., HOPF C. G., GLÖBEL B. : About radioactivity in some PMMA bone cements. Acta Orthopaedica Belgica, 1990, 56, 443-444
- [HOPF97] HOPF T., FRITSCH E. : Fatigue strength of vacuum-mixed polymethylmethacrylate bone cement. Orthopaedics International Edition, 1997, Vol. 5, N° 2, 98-104
- [HOWI98] HOWIE D. W., MIDDLETON R. G., COSTI K. : Loosening of matt and polished cemented femoral stems. The Journal of Bone and Joint Surgery [Br], 1998, Vol. 80-B, N° 4, 573-576
- [HU97] HU C. C., HUANG C. H., HO F. Y., CHENG C. K. : Finite element analyses for frictional heating in total hip prosthesis. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1997, Number 334, 184-189
- [HUIS80] HUISKES R. : Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. Acta Orthopaedica Scandinavica, Supplément n° 185, 1980
- [HUIS81] HUISKES R., SLOOFF T. J. : Thermal injury of cancellous bone, following pressurized penetration of acrylic cement. Trans. Orthop. Res. Soc. , 1981, Vol. 6, 134
- [HUIS87] HUISKES R. : Finite element analysis of acetabular reconstruction. Noncemented threaded cups. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1987, 58, 620-625
- [HURW03] HURWITZ D. E., FOUCHER K. C., ANDRIACCHI T. P. : A new parametric approach for modeling hip forces during gait. Journal of Biomechanics 36, 2003, 113-119
- [JACO98] JACOBS J. J., GILBERT J. L., URBAN R. M. : Corrosion of metal orthopaedic implants. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1998, Vol. 80-A, N° 2, 268-282
- [JAFF74] JAFFEE W. L., ROSE R. M., RADIN E. L. : On the stability of the mechanical properties of self-curing acrylic bone cement. The Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1974, Vol. 56, 1711-1714
- [JAST97] JASTY M., GOETZ D. D., BRAGDON C. R., LEE K. R., HANSON A. E., ELDER J. R., HARRIS W. H. : Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1997, Vol. 79-A, N° 3, 349-358
- [JENN01] JENNY J. Y. : Le risque bêta : un risque méconnu d'erreur en statistique. Revue de chirurgie orthopédique, 2001, Vol. 87, 170-172

-
- [JOSH93] JOSHI A. B., PORTER M. L., TRAIL I. A., HUNT L. P., MURPHY J. C. M., HARDINGE K. : Long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1993, Vol. 75-B, 616-623
- [JOSH00] JOSHI M. G., ADVANI S. G., MILLER F., SANTARE M. H. : Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, 2000, 1655-1662
- [JUDE52] JUDET J., JUDET R., LAGRANGE J., DUNOYER J. : Résection – reconstruction de la hanche : arthroplastie avec une prothèse acrylique. L'Expansion scientifique Française, Paris, 1952
- [KAPA02] KAPANDJI I. A. : Physiologie articulaire. Schémas commentés de mécanique humaine. Maloine, Paris, 2002, Fascicule II, 5^{ème} édition, 26-27
- [KEMP88-1] KEMPF I. : Pourquoi je cimente ? *in* Prothèses de hanche et de genou. Actualités et perspectives. Collection de pathologie locomotrice 15, Masson, 1988
- [KEMP88-2] KEMPF I. : Les prothèses de hanche. Les prothèses classiques *in* Prothèses de hanche et de genou. Actualités et perspectives. Collection de pathologie locomotrice 15, Masson, 1988
- [KEMP87] KEMPF J. F. : Etude expérimentale du ciment chirurgical armé d'un grillage métallique. D.E.A. de Sciences Chirurgicales – option Biomécanique, 1987
- [KEMP91] KEMPF J. F. : Etude expérimentale du ciment chirurgical armé d'un grillage métallique. *International Orthopaedics (SICOT)*, 1991, 15 : 293-298
- [KHOM97] KHOMENKO N. : OTSM-TRIZ : Introduction to Problem Solving Technology. "Jonathan Livingston" Project. 1997-2000
- [KOB94-1] KOBAYASHI S., EFTEKHAR N. S., TERAYAMA K. : Predisposing factors in fixation failure of femoral prostheses following primary Charnley low friction arthroplasty. A 10- to 20-year follow-up study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1994, Number 306, 73-83
- [KOB94-2] KOBAYASHI S., EFTEKHAR N. S., TERAYAMA K., IORIO R. : Risk factors affecting radiological failure of the socket in primary Charnley low friction arthroplasty. A 10- to 20-year follow-up study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1994, Number 306, 84-96
- [KOB97] KOBAYASHI S., TAKAOKA K., SAITO N., HISA K. : Factors affecting aseptic failure of fixation after primary Charnley total hip arthroplasty. Multivariate survival analysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1997, Vol. 79-A, 1618-1627
- [KOER01] KOERTEN H. K., ONDERWATER J. J. M., KOERTEN E. W. A., BERNOSKI F. P., NELISSEN R. G. H. H. : Observations at the articular surface of hip prostheses. An analytical electron microscopy study on wear and corrosion. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2001, Vol. 54, 591-596
- [KORI96] KORITKE J. C., MAILLOT C. : Atlas d'ostéologie humaine. Springer -Verlag, Paris, 1996.
- [KORO94] KOROVISSIS P., REPANTI M. : Evolution of aggressive granulomatous periprosthetic lesions in cemented hip arthroplasties. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1994, Number 300, 155-161
- [KRAU82-1] KRAUSE W. R., KRUG W., MILLER J. : Strength of the cement-bone interface. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1982, Number 163, 290-299

- [KRAU82-2] KRAUSE W. R., MILLER J., NG P. : The viscosity of acrylic bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1982, Vol. 16, 219-243
- [KRAU88] KRAUSE W. R., GRIMES L. W., MATHIS R. S. : Fatigue testing of acrylic bone cements. Statistical concepts and proposed test methodology. *Journal of Biomedical Materials Research : Applied Biomaterials*, 1988, Vol. 22, N° 2, 179-190
- [KRIE98] KRIER J., DEBRAEVE P., DAL SANTO P., MILLE P., CORNET A. : Etude thermique et mécanique du ciment orthopédique armé de la prothèse de la hanche. 6èmes Journées de l'Institut Européen de Biomatériaux et de Microchirurgie, Nancy 23-24 sept. 1998. *Actualités en Biomatériaux*, Vol. V, 311-319
- [KURD96] KURDY N. M. G., HODGKINSON J. P., HAYNES R. : Acrylic bone-cement. Influence of mixer design and unmixed powder. *The Journal of Arthroplasty*, 1996, Vol. 11, N° 7, 813-819
- [KUCH01] KUCHARAVY D. : TRIZ: overview. Handout materials. ENSAIS, L.R.P.S., Strasbourg, 2001
- [KWON92] KWONG L. M., JASTY M., MULROY R. D., MALONEY W. J., BRAGDON C., HARRIS W. H. : The histology of the radiolucent line. *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*, 1992, Vol. 74-B, N° 1, 67-73
- [LACO96] LACOUT J. L., MEDJOUBI E., MICHAUD P. : Ciment hydraulique à base de phosphate de calcium. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 247-255
- [LANG93] LANGLAIS F. : Prothèses totales de hanche. Facteurs biologiques et mécaniques de tolérance *in* Conception des prothèses articulaires. *Biomécanique et biomatériaux*. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 3-22
- [LARO02] Larousse médical. Larousse, 2002
- [LEAR92] LEARMONTH I. D., SPIRAKIS A., GRYZAGORIDIS J., SHER A. : The effect of polymerisation of methylmethacrylate on metal-backed and non-metal-backed acetabular components. *The Journal of Arthroplasty*, 1992, Vol. 7, N° 2, 165-170
- [LEE78] LEE A. J. C., LING R. S. M., VANGALA S. S. : Some clinically relevant variables affecting the mechanical behaviour of bone cement. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 1978, 92, 1-18
- [LENN00] LENNON A. B., PRENDERGAST P. J., WHELAN M. P., KENNY R. P., CAVALLI C. : Modelling of temperature history and residual stress generation due to curing in polymethylmethacrylate. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [LERO97] LEROUGE S., HUK O., YAHIA L'H., WITVOET J., SEDEL L. : Ceramic-ceramic and metal-polyethylene total hip replacements. Comparison of pseudomembranes after loosening. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1997, Vol. 79-B, N° 1, 135-139
- [LEVA96] LEVAI J. P., BOISGARD S. : Techniques pour optimiser les propriétés du ciment chirurgical. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 199-209
- [LEWI94] LEWIS G., AUSTIN G. E. : Mechanical properties of vacuum-mixed acrylic bone cement. *Journal of Applied Biomaterials*, 1994, Vol. 5, 307-314
- [LEWI97] LEWIS G. : Properties of acrylic bone cement. State of the art review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1997, Vol. 38, Fasc. 2, 155-182

-
- [LING98] LING R. S. M., LEE J. C. : Porosity reduction in acrylic cement is clinically irrelevant. *Clinical Orthopedics*, 1998, 355, 249-253
- [LIVE90] LIVERMORE J., ILSTRUP D., MORREY B. : Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1990, Vol. 72-A, N° 4, 518-527
- [LOON86] LOONEY M. A., PARK J. B. : Molecular and mechanical property changes during aging of bone cement in vitro and in vivo. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1986, Vol. 20, 555-563
- [LUND72] LUNDSKOG J. : Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injury. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 1972, Supplementum 9
- [McCA97] McCASKIE A. W., BARNES M. R., LIN E., HARPER W. M., GREGG P. J. : Cement pressurisation during hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1997, Vol. 79-B, 379-384
- [MAFF97] MAFFEZZOLI A., RONCA D., GUIDA G., POCHINI I., NICOLAIS L. : In situ polymerisation behaviour of bone cements. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 1997, 8, 75-83
- [MAL96] MAL M. T., SCHMALZRIED T. P., DOREY F. J., CAMPBELL P. A., AMSTUTZ H. C. : Contribution of frictional torque to loosening at the cement-bone interface in Tharies hip replacements. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1996, Vol. 78-A, N° 4, 505-511
- [MALL97] MALLORY T. H., HEAD W. C., LOMBARDI A. V. : Tapered design for the cementless total hip arthroplasty femoral component. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 172-178
- [MALT95] MALTRY J. A., NOBLE P. C., KAMARIC E., TULLOS H. S. : Factors influencing pressurization of the femoral canal during cemented total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 1995, Vol. 10, N° 4, 492-497
- [MANN97] MANN K. A., AYERS D. C., WERNER F. W., NICOLETTA R. J., FORTINO M. D. : Tensile strength of the cement. Bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement. *Journal of Biomechanics*, 1997, Vol. 30, N° 4, 339-346
- [MANTE98] MANTELL S. C., CHANDA H., BECHTOLD J. E., KYLE R. F. : A parametric study of acetabular cup design variables using finite element analysis and statistical design of experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1998, Vol. 120, 667-675
- [MANTO98] MANTOVANI D., AGARD P., ROBY P., FISET M., LAROCHE G., MAINARD D., DELAGOUTTE J. P., GUIDOIN R. : Alliages à mémoire de forme : applications en implantologie. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1998. Vol. 4, 319-345
- [MARKE95] MARKEL D. C., HUO M. H., KATKIN P. D., SALVATI E. A. : Use of cemented all-polyethylene and metal-backed acetabular components in total hip arthroplasty. A comparative study. *The Journal of Arthroplasty*, 1995, Vol. 10, Supplement, S1-S7
- [MARKO76] MARKOLF K. L., AMSTUTZ H. C. : Penetration and flow of acrylic bone cement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1976, Number 121, pp 99-102
- [MASS88] MASSARE C. : La surveillance des prothèses de hanche par l'imagerie médicale aujourd'hui *in* Prothèses de hanche et de genou. *Actualités et perspectives*. Collection de pathologie locomotrice 15, Masson, 1988

- [MASS89] MASSIN P., SCHMIDT L., ENGH C. A. : Evaluation of cementless acetabular component migration. An experimental study. *The Journal of Arthroplasty*, 1989, Vol. 4, 245-251
- [MBUR98] MBURU G., HUTCHISON J. D., ASPDEN R. M. : Cement fixation of the acetabular component during total hip replacement. 11th Conference of the European Society of Biomechanics, Toulouse, 1998
- [MBUR00] MBURU G., HUTCHISON J. D., ASPDEN R. M. : Keyholes for cement fixation of the acetabular component of a total hip replacement. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [McKE70] McKEE G. K. : Development of total prosthetic replacement of the hip, *Clinical Orthopedics*, 1970, 72, 85-113
- [MERC93] MERCKX D. : Les ciments orthopédiques *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 67-76
- [MEYR86] MEYRUEIS J. P., CAMELI M., MASSELOT A., CAZENAVE A., VIANDIER J. P. : La fixation du cotyle dans les prothèses totales cimentées de hanches. Etude expérimentale. S.O.F.C.O.T., Réunion annuelle, nov. 1985, Suppl. II, *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 1986, 72, 77-80
- [MEYR87] MEYRUEIS J. P. : Ancrage des implants. *Biomécanique orthopédique*, Masson, 1987, 336-350
- [MINA98] MINAKAWA H., .STONE M. H., WROBLEWSKI B. M., LANCASTER J. G., INGHAM E., FISHER J. : Quantification of third-body damage and its effects on UHMWPE wear with different types of femoral head. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1998, Vol. 80-B, 894-899
- [MIGA97] MIGAUD H., JARDIN C., FONTAINE C., PIERCHON F., D'HERBOMEZ O., DUQUENNOY A. : Reconstruction fémorale par des allogreffes spongieuses impactées et protégées par un treillis métallique au cours des révisions de prothèses totales de hanche. 19 cas au recul moyen de 83 mois (58-111 mois). *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 1997, 83, 360-367
- [MJÖB97] MJÖBERG B. : The theory of early loosening of hip prostheses. *Orthopedics*, 1997, Vol. 20, N° 12, 1169-1175
- [MOHL95] MOHLER C. G., CALLAGHAN J. J., COLLIS D. K., JOHNSTON R. C. : Early loosening of the femoral component at the cement-prosthesis interface after total hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1995, Vol. 77-A, N° 9, 1315-1321
- [MORI47-1] MORITZ A. R., HENRIQUES F. C. : Studies of thermal injury. II. The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. *The American Journal of Pathology*, 1947, Vol. 23, 695-720
- [MORI47-2] MORITZ A. R. : Studies of thermal injury. III. The pathology and pathogenesis of cutaneous burns. An experimental study. *The American Journal of Pathology*, 1947, Vol. 23, 915-941
- [MORS84] MORSCHER E. : The cementless fixation of hip endoprosthesis. Introduction I., 1984, Springer-Verlag, 1-8

-
- [MOUZ00] MOUZIN O., BECHTOLD J., KIDDER L., SWIDER P., SOBALLE K. : Interfacial strength and bone area adjacent to primary and revision implants. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [MULL87] MULLER-GERBL M., SCHULTE E., PUTZ R. : The thickness of the calcified layer of articular cartilage : a function of the load supported ? *Journal of Anatomy*, 1987, 154, 103-111
- [MULR96] MULROY W. F., HARRIS W. H. : Revision total hip arthroplasty with use of so-called second generation cementing techniques. A fifteen year average follow-up study. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1996, Vol. 78-A, N° 3, 325-329
- [MULR97] MULROY W. F., HARRIS W. H. : Acetabular and femoral fixation 15 years after cemented total hip surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 337, 118-128
- [MURP00-1] MURPHY B. P., PRENDERGAST P. J. : On the magnitude and variability of the fatigue strength of acrylic bone cement. *International Journal of Fatigue*, 2000, 22, 855-864
- [MURP00-2] MURPHY B. P., PRENDERGAST P. J. : The relationship between stress, porosity, damage accumulation and fatigue failure in acrylic bone cement. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [NAYA96] NAYAK N. K., MULLIKEN B., RORABECK C. H., BOURNE R. B., ROBINSON E. J.: Osteolysis in cemented versus cementless acetabular components. *The Journal of Arthroplasty*, 1996, Vol. 11, N° 2, 135-140
- [NASH95] NASHED R. S., BECKER D. A., GUSTILO R. B. : Are cementless acetabular components the cause of excessive wear and osteolysis in total hip arthroplasty ? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1995, Number 317, 19-28
- [NGUY97] NGUYEN N. C., MALONEY W. J., DAUSKARDT R. H. : Reliability of PMMA bone cement fixation. Fracture and fatigue crack-growth behaviour. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 1997, 8, 473-483
- [NOVA98] NOVACHECK T. F. : The biomechanics of running. *Gait and Posture* 7, 1998, 77-95
- [OONI01] OONISHI H., KADOYA Y., MASUDA S. : Gamma-irradiated cross-linked polyethylene in total hip replacements. Analysis of retrieved sockets after long-term implantation. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2001, Vol. 58, 167-171
- [PAGN96] PAGNANO M. W., HANSEN A. D., LEWALLEN D. G., SHAUGHNESSY W. J. : The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. Long-term results in patients who have Crowe type-II congenital dysplasia of the hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1996, Vol. 78-A, N° 7, 1004-1014
- [PAPR94] PAPROSKY W. G., PERONA P. G., LAWRENCE J. M. : Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty. A 6-year follow-up evaluation. *The Journal of Arthroplasty*, 1994, Vol. 9, N° 1, 33-44
- [PASS93] PASSUTI N., GOUIN F., DELECRIN J., DACULSI G. : Tiges centromédullaires fémorales sans ciment *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 31-38
- [PAUW65] PAUWELS F. : *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer Verlag, Berlin, 1965

- [PAUW73] PAUWELS F. : Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer Verlag, Berlin, 1973
- [PEDER82] PEDERSEN D. R., CROWNINSHIELD R. D., BRAND R. A., JOHNSTON R. C. : An axisymmetric model of acetabular components in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 1982, Vol. 15, N° 4, 305-315
- [PEDER87] PEDERSEN D. R., BRAND R. A., CHENG C., ARORA J. S. : Direct comparison of muscle forces predictions using linear and nonlinear programming. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1987, Vol. 109, 192-199
- [PERA97] PERALDI P., VANDENBUSSCHE E., AUGEREAU B. : Mauvais résultats cliniques des cupules cimentées avec meta-back. 124 cas au recul moyen de 21 mois. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 1997, 83, 561-565
- [PERN96-1] PERNOD P., HERNIGOU P. : Aspect morphologique de la porosité du ciment. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 235-240
- [PERN96-2] PERNOD P., HERLEMONT F., KHELKHAL M., LEGRAND J., HERNIGOU P. : Laser et ciment. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 257-260
- [PIER93] PIERCHON F., MIGAUD H., DUQUENNOY A., FONTAINE C. : Evaluation radiologique du centre de rotation de la hanche. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 1993, 79, 281-284
- [PILL76] PILLIAR R. M., BLACKWELL R., MACNAB I., CAMERON H. U. : Carbon fiber-reinforced bone cement in orthopedic surgery. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1976, Vol. 10, 893-906
- [POLA94] POLACCO G., SEMINO D., RIZZO C. : Feasibility of methylmethacrylate polymerisation for bone cement by suspension polymerisation in a gel phase. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 1994, 587-591
- [POOL97] POOLE C. A. : Articular cartilage chondrons. Form, function and failure. *Journal of Anatomy*, 1997, 191, 1-12
- [POOL84] POOLE C. A., FLINT M. H., BEAUMONT B. W. : Morphological and functional interrelationships of articular cartilage matrices. *Journal of Anatomy*, 1984, 138, Vol. 1, 113; 135-136
- [POST85] POSTEL M., KERBOUL M., EVRARD J., COURPIED J. P. : *Arthroplastie totale de hanche*. Springer – Verlag, Berlin, 1985
- [RAAB82] RAAB S., AHMED A. M., PROVAN J. W. : Thin film PMMA precoating for improved implant bone-cement fixation. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1982, Vol. 16, 679-704
- [RABI77] RABISCHONG P., BONNEL F., OOHISHI H., ASAADA P., MICALEFF J. P. : Comportement biomécanique du bassin à l'état normal et avec prothèse totale de hanche. Etude expérimentale. S.O.F.C.O.T., Réunion annuelle, nov. 1976, *Revue de Chirurgie Orthopédique [Suppl. II]*, 1977, 63, 95-99
- [RANA95] RANAWAT C. S., DESHMUKH R. G., PETERS L. E., UMLAS M. E. : Prediction of the long-term durability of all-polyethylene cemented sockets. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1995, Number 317, 89-105
- [RANA97] RANAWAT C. S., PETERS L. E., UMLAS M. E. : Fixation of the acetabular component. The case for cement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 207-215

-
- [REIM70] REIMERS T. C. : Zur geschichtlichen Entwicklung gelenkplastischer Eingriffe. Clin. Plast. Reconstr. , 1970, 7, 2-14
- [RIEU 93] RIEU J. : Traitements de surface des métaux. Tribologie, ancrage, corrosion *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 57-66
- [RING70] RING P.A : Total replacement of the hip. Clinical Orthopedics, 1970, 72, 161-168
- [RITT92] RITTER M. A., FARIS P. M., KEATING E. M., BRUGO G. : Influential factors in cemented acetabular cup loosening. The Journal of Arthroplasty, 1992, Vol. 7, Supplement
- [RITT95] RITTER M. A. : The cemented acetabular component of a total hip replacement. All Polyethylene Versus Metal Backing. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1995, Number 311, 69-75
- [ROSS92] ROSSON J., SCHATZKER J. : The use of reinforcement rings to reconstruct deficient acetabula. The Journal of Bone and Joint Surgery [Br], 1992, Vol. 74, 716-720
- [ROST79] ROSTOKER W., LEREIM P., GALANTE J. O. : Effect of an *in vivo* environment on the strength of bone cement. Journal of Biomedical Materials Research, 1979, Vol. 13, 365-370
- [ROY88] ROY-CAMILLE R., SAILLANT G., LAZENNEC J. Y. : Prothèses totales de hanche avec ou sans ciment ? *in* Prothèses de hanche et de genou. Actualités et perspectives. Collection de pathologie locomotrice, 15, Masson, 1988
- [ROY93] ROY-CAMILLE R. : Chirurgie articulaire prothétique. Prothèses scellées ou non scellées. Dialogue en orthopédie, 1993, N° 2, 1-3
- [RYDE73] RYDELL N. : Biomechanics of the Hip-Joint. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1973, N° 92, 6-15
- [SABO97] SABOKBAR A., FUJIKAWA Y., MURRAY D. W., ATHANASOU N. A. : Radio-opaque agents in bone cement increase bone resorption. The Journal of Bone and Joint Surgery [Br], 1997, Vol. 79-B, 129-134
- [SAHA84-1] SAHA S., PAL S. : Improvement of mechanical properties of acrylic bone cement by fiber reinforcement. Journal of Biomechanics, 1984, Vol. 17, N° 7, 467-478
- [SAHA84-2] SAHA S., PAL S. : Mechanical properties of bone cement. A review. Journal of Biomedical Materials Research, 1984, Vol. 18, 435-462
- [SALV93] SALVATI E. A., BETTS F., DOTY S. B. : Particulate metallic debris in cemented total hip arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1993, Number 293, 160-173
- [SANTAV98] SANTAVIRTA S. : Editorial comment. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1998, Number 352, 2-3
- [SANTAY05] SANTAYANA G. : The life of reason. Great books in Philosophy, Prometheus Books, New York, 1905, Vol. 1
- [SCHM92-1] SCHMALZRIED T. P., KWONG L. M., JASTY M., SEDLACEK R. C., HAIRE T. C., O'CONNOR D. O., BRAGDON C. R., KABO J. M., MALCOLM A. J., HARRIS W. H. : The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1992, Number 274, 60-78

- [SCHM92-2] SCHMALZRIED T. P., JASTY M., HARRIS W. H. : Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1992, Vol. 74, N°6, 849-862
- [SCHM93] SCHMALZRIED T. P., HARRIS W. H. : Hybrid total hip replacement. A 6.5-year follow-up study. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1993, Vol. 75-B, 608-615
- [SCHM96] SCHMALZRIED T. P., PETERS P. C., MAURER B. T., BRAGDON C. R., HARRIS W. H. : Long-duration metal-on-metal total hip arthroplasties with bw wear of articulating surfaces. *The Journal of Arthroplasty*, 1996, Vol. 11, N° 3, 322-331
- [SCHM98] SCHMALZRIED T. P., DOREY F. J., McKELLOP H. : The multifactorial nature of polyethylene wear in vivo. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1998, Vol. 80-A, 1234-1243
- [SCHN82] SCHNEIDER R. : Die Totalprothese der Hüfte. Ein biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, Verlag Hans Huber, Bern, 1982, Band 24
- [SCHU93] SCHULLER H. M., DALSTRA M., HUISKES R., MARTI R. K. : Total hip reconstruction in acetabular dysplasia. A finite element study. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1993, Vol. 75-B, 468-474
- [SCHW96] SCHWARTZ C, LOPEZ E. : Hétérogreffes osseuses bovines en chirurgie orthopédique et traumatologique humaine. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 293-297
- [SEDE76] SEDEL L., DERETHE P., CHRISTEL P. : Mesure sur simulateur de l'amortissement d'une hanche normale et prothésée. S.O.F.C.O.T., Réunion annuelle, nov. 1976 (Suppl. II, *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 1977, 63, 100-107)
- [SEDE90] SEDEL L., CHRISTEL P., KERBOULL L., WITVOËT J. : La prothèse totale de hanche avant 50 ans. Intérêt des matériaux céramiques. *Revue du Rhumatisme*, 1990, 57(9), 605-611
- [SEDE93] SEDEL L. : Tribologie des prothèses totales de hanche *in* Conception des prothèses articulaires. *Biomécanique et biomatériaux*. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 46-56
- [SEML77] SEMLITSCH M., LEHMANN M., WEBER H., DORRE E., WILLERT H. G. : New prospect for a prolonged functional life-span of artificial hip joints by using the material combination polyethylene / aluminium oxyd ceramic / metal. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1977, Vol. 2, 537-552
- [SEML85] SEMLITSCH M. : Kombination von Titanlegierung, Oxidkeramik und Polyäthylen als erprobte Implantatwerkstoffe für ein zementfreies Hüftprothesen-Baukastensystem. *Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie*. 1985, 29, 13-15
- [SHAR02] SHARROCK P., MOYEN O., NZIHOU A., RICARD A. : La polymérisation acrylique sur prothèse en métal. *Actualités en biomatériaux*, Romillat, Paris, 2002. Vol. 6, 301-306
- [SKIN86] SKINNER H. B., MURRAY W. R. : Variations in the density of bone cement after centrifugation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1986, Number 207, 263-269
- [SMED97] SMEDS S., GOERTZEN D., IVARSSON I. : Influence of temperature and vacuum mixing on bone cement properties. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 334, 326-334

-
- [SMIT48] SMITH-PETERSEN M. N. : Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1948, 30-B, 59
- [SOLO92] SOLOMON M. I., DALL D. M., LEARMONTH I. D., DAVENPORT M. J. : Survivorship of cemented total hip arthroplasty in patients 50 years of age or younger. The Journal of Arthroplasty, 1992, Vol. 7, Supplement, 347-352
- [SOYE96] SOYER J., LAFARIE M. C., PRIES P., AVEDIKIAN J. : Comportement en fatigue d'une tige de prothèse totale de hanche en composite de carbone. Actualités en biomatériaux. Romillat, Paris, 1996. Vol., 299-304
- [SOYE97] SOYER J., AVEDIKIAN J., PRIES P., CLARAC J.P. : Comportement à long terme de l'implant fémoral de Charnley. Revue de 309 dossiers avec un recul minimum de 20 ans . Revue de Chirurgie Orthopédique, 1997, 83, 416-422
- [SPEC96] SPECHT R. : Bone cements : history and general properties. Actualités en biomatériaux. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 219-226
- [STAR94] STAR M. J., COLWELL C. W., KELMAN G. J., BALLOCK R. T., WALKER R. H. : Suboptimal (thin) distal cement mantle thickness as a contributory factor in total hip arthroplasty femoral component failure. A retrospective radiographic analysis favouring distal stem centralization. The Journal of Arthroplasty, 1994, Vol. 9, N° 2, 143-149
- [STARK79] STARK C. F. : Fracture and fatigue characteristics of bone cements. Journal of Biomedical Materials Research, 1979, Vol. 13, 339-342
- [STAU82] STAUFFER R. N. : Ten-year follow-up study of total hip replacement. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1982, Vol. 64-A, N° 7, 970-982
- [STON89] STONE M. H., WILKINSON R., STOTHER J. G. : Some factors affecting the strength of the cement-metal interface. The Journal of Bone and Joint Surgery [Br], 1989, Vol. 71-B, 217-221
- [SUCH98] SUCHANEK W., YOSHIMURA M. : Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants. Journal of Materials Research, 1998, Vol. 13, N° 1, 94-117
- [SUTH82] SUTHERLAND C. J., WILDE A. H., BORDEN L. S., MARKS K. E. : A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip replacement arthroplasties. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1982, Vol. 64-A, N° 7, 983-990
- [TAMU97] TAMURA J., KITSUGI T., IIDA H., FUJITA H., NAKAMURA T., KOKUBO T., YOSHIHARA S. : Bone bonding ability of bioactive bone cements. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1997, Number 343, 183-191
- [TEINT83] TEINTURIER P., TERVER S., JARAMILLO C. V., BESSE J.-P. : La biomécanique du cotyle. S.O.F.C.O.T., Réunion annuelle, nov. 1983. Revue de Chirurgie Orthopédique, Suppl. II, 1984, 70
- [TERV93] TERVER S. : Essais de prothèses totales de hanche en laboratoire *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 77-88
- [TESH95] TESHIMA R., OTSUKA T., TAKASU N., YAMAGATA N., YAMAMOTO K. : Structure of the most superficial layer of articular cartilage. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1995, Vol. 77-B, N° 3, 460-464

- [THOM00] THOMPSON M. S., DAWSON T., KUIPER J. H., NORTHMORE-BALL M. D., TANNER K. E. : Acetabular morphology and resurfacing design. *Journal of Biomechanics* 33, 2000, 1645-1653
- [TIMP92] TIMPERLEY A. J., BANNISTER G., GIE G., RING P., LING R. : Effect of cup geometry and the presence of cement on acetabular component fixation. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 1992, 111 : 301-304
- [TOOM92] TOOMS R. E, HARKESS J. W. : Arthroplasty. Introduction and overview *in* Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 371-387
- [URIS57] URIST R. : The principles of Hip-Sockets arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1957, Vol. 39-A, 786-810
- [VAND97] VANDENBUSSCHE E., PERALDI P., MASSIN P., AUGEREAU B., LAVASTE F. : Déformations de l'acétabulum après implantation d'une cupule cimentée avec et sans « metal-back ». Etude comparative *in vitro* en charge monopode. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 1997, 83, 409-415
- [VAN H99] VAN HILLE W. : Etude à plus de 7 ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche cimentées du système modulaire S.K.H. - S.K.S. Analyse clinique, radiographique et survie actuarielle. Thèse pour le diplôme de docteur en médecine, 1999
- [VAN L00] VAN LENTHE G. H., VERDONSHOT N., BERGMANN G., HUISKES R. : The effect of implant material on friction induced heating around total hips implants. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [VASU82] VASU R., CARTER D. R., HARRIS W. H. : Stress distribution in the acetabular region. I. Before and after total joint replacement. *Journal of Biomechanics*, 1982, Vol. 15, 155-164
- [VERD94] VERDONSCHOT N., HUISKES R. : Creep behaviour of hand-mixed Simplex P bone cement under cyclic tensile loading. *Journal of Applied Biomaterials*, 1994, Vol. 5, 235-243
- [VERD96] VERDONSCHOT N., HUISKES R. : Mechanical effects of stem cement interface characteristics in total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, Number 329, 326-336
- [VERD97-1] VERDONSCHOT N., HUISKES R. : Cement debonding process of total hip arthroplasty stems. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 336, 297-307
- [VERD97-2] VERDONSCHOT N., HUISKES R. : Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1997, Vol. 79-B, 665-669
- [VICE00] VICECONTI M., MUCCINI R., BERNAKIEWICZ M., BALEANI M., CRISTOFOLINI L. : Large sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics* 33, 2000, 1611-1618
- [VIDA88] VIDAL J. MAURY P. : Evolution et transformation des prothèses de hanche *in* Prothèses de hanche et de genou. Actualités et perspectives. Collection de pathologie locomotrice 15, Masson, 1988
- [WAEG83] WAEGEMAEEKERS T. H. J. M., SEUTTER E., DEN AREND J. A. C. J., MALTEN K. E. : Permeability of surgeons gloves to methylmethacrylate. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1983, 54, 790-795

-
- [WALT83] WALT M. J., HOELTZEL D. A., KYLE R. F., MERKOW R. L., SIMON F. D. : The effect of femoral head size on the deformation of ultra high molecular weight polyethylene acetabular cups. *Orthopaedic Transactions*, 1983, 7, (2), 266
- [WILL79] WILLERT H. G., MUELLER K., SEMLITSCH M. : The morphology of polymethylmethacrylate (PMMA) bone cement. Surface structures and causes of their origin. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, 1979, 94, 265-292
- [WILL96-1] WILLERT H. G., SEMLITSCH M. : Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, Number 333, 4-14
- [WILL96-2] WILLERT H. G., BROBÄCK L. G., BUCHHORN G. H., JENSEN P. H., KÖSTER G., LANG I., OCHSNER P., SCHENK R. : Crevice corrosion of cemented titanium alloy stems in total hip replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, Number 333, 51-75
- [WILT57] WILTSE L. L., HALL R. H., STENEHJEM J. C. : Experimental studies regarding the possible use of self-curing acrylic in orthopaedic surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1957, Vol. 29, 961-972
- [WIRH96] WIRHED R. : *Anatomie et science du geste sportif*. Editions Vigot, 1985
- [WROB98] WROBLEWSKI B. M., SINEY P. D., FLEMING P. : Wear and fracture of the acetabular cup in Charnley low-friction arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 1998, Vol. 13, N° 2, 132-137
- [YODE88] YODER S. A., BRAND R. A., PEDERSEN D. R., O’GORMAN T. W. : Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1988, Number 228, 79-87
- [ZICA95] ZICAT B., ENGH C. A., GOKCEN E. : Patterns of osteolysis around total hip components inserted with and without cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1995, Vol. 77-A, 432-439
- [ZIMM96] ZIMMERMANN R., LEBLOND Th., BALET A. H. : Intérêt des traitements de surface sur les alliages inox et chrome cobalt. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996. 1982, Vol. 3, 51-65
- [ZOR02] ZOR M., KÜCÜK M., AKSOY S. : Residual stress effects on fracture energies of cement–bone and cement-implant interfaces. *Biomaterials* 23, 2002, 1595-1601

Normes

- [I/D5833] ISO/DIS 5833 : Implants chirurgicaux. Ciments à base de résine acrylique. Projet de norme internationale. 1999
- [A F 451] A.S.T.M. F 451 – 99a : Standard Specification for Acrylic Bone Cement. 1999
- [NF/E12010] NF EN 12010 : Implants chirurgicaux. Prothèses articulaires. Exigences particulières. Mai 1998
- [Th-U01] Règles Th-U – Réglementation thermique – Règles de calcul. C.S.T.B., Eyrolles, Paris, 2001

Résistance des matériaux / Calcul de structures en béton armé

- [ALBI82] ALBIGES M, COIN A. : Résistance des matériaux appliquée. Tome 1, Eyrolles, Paris, 1982
- [BAEL91] Règles B.A.E.L. 91 révisées 99 : règles techniques de conception et de calcul des ouvrages et constructions en béton armé suivant la méthode des états limites. C.S.T.B. 2000
- [PERC92] PERCHAT J. : Le treillis soudé : calcul et utilisation conformément aux règles B.A.E.L. 91 et textes associés. ADETS, 1992
- [PERC94] PERCHAT J. : Cours de béton armé (Règles B.A.E.L. 91). Centre de Hautes Etudes de la Construction, Paris, 1994-1995
- [TIMO48] TIMOSHENKO S. : Théorie de l'élasticité, Librairie Polytechnique Ch. Béranger, Paris, 1948